

НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ УКРАЇНИ
«КИЇВСЬКИЙ ПОЛІТЕХНІЧНИЙ ІНСТИТУТ»
ММІ «Механіко-машинобудівний інститут»
(повна назва інституту/факультету)

Прикладної гідроаеромеханіки та механотроніки
(повна назва кафедри)

«На правах рукопису»
УДК 532.135:538.4

«До захисту допущено»

Завідувач кафедри

_____ (підпис) _____ (ініціали, прізвище)

“ ____ ” _____ 20__ р.

Магістерська дисертація

зі спеціальності _____ 131 – прикладна механіка _____
(код і назва спеціальності)

на тему: _____ Удосконалення ендопротезу колінного суглобу за рахунок
використання магнітно-реологічного демпфера _____

Виконав студент VI курсу, групи МА-61м _____
(шифр групи)

_____ Карпов Андрій Сергійович _____
(прізвище, ім'я, по батькові) (підпис)

Науковий керівник _____ ст. викладач, к.т.н., Ночніченко І.В. _____
(посада, науковий ступінь, вчене звання, прізвище та ініціали) (підпис)

Консультант _____ Ковтун Андрій Іванович _____
(назва розділу) (науковий ступінь, вчене звання, прізвище, ініціали) (підпис)

Рецензент Директор Інституту Гідромеханіки, академік НАН України, _____
д.т.н., проф. Грінченко В.Т. _____
(посада, науковий ступінь, вчене звання, науковий ступінь, прізвище та ініціали) (підпис)

Засвідчую, що у цій магістерській
дисертації немає запозичень з праць інших
авторів без відповідних посилань.

Студент _____
(підпис)

Київ – 2018 року

**Національний технічний університет України
«Київський політехнічний інститут»**

Факультет (інститут): ММІ «Механіко-машинобудівний інститут» _____
(повна назва)

Кафедра : Прикладної гідроаеромеханіки та механотроніки _____
(повна назва)

Освітньо-кваліфікаційний рівень «магістр»

Напрямок підготовки Гідравлічні і пневматичні машини та системи приводів
(код і назва)

Спеціальність 131 – прикладна механіка _____
(код і назва)

ЗАТВЕРДЖУЮ
Завідувач кафедри

(підпис) (ініціали, прізвище)
«__» _____ 20__ р.

ЗАВДАННЯ
на магістерську дисертацію студенту
Карпов Андрій Сергійович
(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема дисертації Удосконалення ендопротезу колінного суглобу за рахунок використання магнітно-реологічного демпфера

науковий керівник дисертації ст. викладач, к.т.н., Ночніченко І.В. _____,
(прізвище, ім'я, по батькові, науковий ступінь, вчене звання)

затверджені наказом по університету від «__» _____ 20__ р. № _____

2. Строк подання студентом дисертації _____

3. Об'єкт дослідження процес функціонування МРД протезу колінного суглобу, а саме його дроселя при різних умовах експлуатації _____

4. Предмет дослідження зв'язок конструктивних параметрів провідності регульованого дроселя та зміни температури робочої рідини _____

5. Перелік завдань, які потрібно розробити - провести аналіз існуючих конструкцій протезів колінних суглобів;

- теоретично обґрунтувати та створити математичні моделі робочих процесів та дослідити вплив температури та напруженості магнітного поля на робочі характеристики МРД;

- розробити експериментальну установку для перевірки та уточнення математичних моделей МРД;

- провести експериментальні дослідження;

- розробити рекомендації щодо створення адаптивних демпферів з урахуванням результатів отриманих при виконанні роботи.

6. Орієнтовний перелік ілюстративного матеріалу _____

Презентація на тему «Удосконалення ендопротезу колінного суглобу за рахунок використання магнітно-реологічного демпфера» _____

7. Орієнтовний перелік публікацій _____ J. E.

Greedon. Magnetic oxides // Encyclopedia of Inorganic chemistry / R. Bruce King (Ed.). — New York: John Wiley & Sons, 1994. Konovalov G.F.,

Konovalenko O.V. Sistemy avtomaticheskogo upravleniia s elektromagnitnymi poroshkovymi muftami [Automatic control systems with electromagnetic powder clutches]. Moscow, Mashinostroenie Publ., 1976. 156 p

8. Консультанти розділів дисертації

| Розділ | Прізвище, ініціали та посада консультанта | Підпис, дата | |
|--------|-------------------------------------------|----------------|------------------|
| | | завдання видав | завдання прийняв |
| | | | |
| | | | |
| | | | |
| | | | |
| | | | |
| | | | |

9. Дата видачі завдання _____

Календарний план

| № з/п | Назва етапів виконання магістерської дисертації | Строк виконання етапів магістерської дисертації | Примітка |
|-------|----------------------------------------------------------------------------------|-------------------------------------------------|----------|
| | Отримання завдання | 11.10.2016 | |
| | Збір інформації | 05.05.2017 | |
| | Розробка та проектування магнітно-реологічного демпфера | 10.09.2017 | |
| | Створення методики р-ку та перевірки адаптивності магнітно-реологічного демпфера | 11.11.2017 | |
| | Проведення експериментальних досліджень | 10.03.2018 | |
| | Проведення фінальних експериментів та модельних досліджень з МРД | 10.04.2018 | |
| | Участь у студ. конференції | | |
| | Оформлення магістерської дисертації | 7.05.2018 | |

Студент

_____ (підпис)

Карпов А.С.

_____ (ініціали, прізвище)

Науковий керівник дисертації

_____ (підпис)

Ночніченко І.В.

_____ (ініціали, прізвище)

РЕФЕРАТ

Магістерська дисертація на тему “Удосконалення ендопротезу колінного суглобу за рахунок використання магнітно-реологічного демпфера”, складається з __3__ розділів, обсяг пояснювальної записки __121__ сторінку основного тексту, включає _75__ рисунків і _31__ таблиць, та __8__ плакатів графічного матеріалу.

Метою роботи є підвищення стабільності МРД протезу колінного суглобу в змінних умовах експлуатації.

Для досягнення поставленої мети було сформульовано ряд задач:

- провести аналіз існуючих конструкцій протезів колінних суглобів;
- теоретично обґрунтувати та створити математичні моделі робочих процесів та дослідити вплив температури та напруженості магнітного поля на робочі характеристики МРД;
- розробити експериментальну установку для перевірки та уточнення математичних моделей МРД;
- провести експериментальні дослідження;
- розробити рекомендації щодо створення адаптивних демпферів з урахуванням результатів отриманих при виконанні роботи.

Перший розділ даної роботи присвячено аналітичному дослідженню впливу зовнішніх та внутрішніх факторів на демпфери протезу та методи адаптації під них.

Другий розділ присвячено розробці математичної моделі яка описує залежність впливу температури на робочу характеристику демпфера.

Третій розділ включає в себе створення стенду для проведення відповідних експериментальних досліджень, представлена схема та необхідна апаратура, що дозволили створити безпосередньо стенд для досліджень впливу температури та тиску робочого середовища на робочі характеристики МРД суглобу. Розробити методи експериментальних досліджень. Проведено серії експериментів, для визначення впливу перепаду тиску та температури на робочу характеристику.

Об'єктом дослідження в даній роботі є процес функціонування МРД протезу колінного суглобу, а саме його дроселя при різних умовах експлуатації.

Предметом дослідження є зв'язок конструктивних параметрів провідності регульованого дроселя та зміни температури робочої рідини.

Науковою новизною даного дослідження є запропоновані аналітичні залежності, що відображають зміну витрати від прикладеної сили струму (магнітного поля). Розроблена уточнена математична модель процесу демпфування протезу колінного суглобу.

Перелік ключових слів:

Демпфер, протезування, моделювання в SolidWorks, адаптивні властивості, дросель.

Для дослідження МРД використовувався пакет прикладних програм „MatLab ”, в додатку до нього „Simulink”.

Результати дослідження дозволяють вдосконалити конструкцію МР демпфера та зменшити температурний фактор на його характеристики.

Публікації. За матеріалами магістерської дисертації було опубліковано 4 праці, а саме 3 тези доповідей на міжнародних науково-технічних конференціях студентів.

Ключові слова: амортизатор (демпфер), характеристика амортизатора, клапанно – дросельний вузол, відбій, стиснення.

Магистерская диссертация на тему "Совершенствование эндопротеза коленного сустава за счет использования магнитно-реологического демпфера", состоит из __3__ разделов, объем пояснительной записки __121__ страницу основного текста, включает __75__ рисунков и __31__ таблиц, и __8__ плакатов графического материала.

Целью работы является повышение стабильности МРД протеза коленного сустава в изменяющихся условиях эксплуатации.

Для достижения поставленной цели был сформулирован ряд задач:

- провести анализ существующих конструкций протезов коленных суставов
- теоретически обосновать и создать математические модели рабочих процессов и исследовать влияние температуры и напряженности магнитного поля на рабочие характеристики МРД;
- разработать экспериментальную установку для проверки и уточнения математических моделей МРД;
- провести экспериментальные исследования;
- разработать рекомендации по созданию адаптивных демпферов с учетом результатов полученных при выполнении работы.

Первый раздел данной работы посвящен аналитическому исследованию влияния внешних и внутренних факторов на демпферы протеза и методы адаптации в них.

Вторая глава посвящена разработке математической модели описывающей зависимость влияния температуры на рабочую характеристику демпфера.

Третий раздел включает в себя создание стенда для проведения соответствующих экспериментальных исследований, представлена схема и необходимая аппаратура, позволившие создать непосредственно стенд для исследований влияния температуры и давления рабочей среды на рабочие характеристики МРД сустава. Разработаны методы экспериментальных исследований. Проведено серии экспериментов, для определения влияния перепада давления и температуры на рабочую характеристику.

Объектом исследования в данной работе является процесс функционирования МРД протеза коленного сустава, а именно его дросселя при различных условиях эксплуатации.

Предметом исследования является связь конструктивных параметров проводимости регулируемого дросселя и изменения температуры рабочей жидкости.

Научной новизной данного исследования предложенные аналитические зависимости, отражающие изменение расхода от приложенной силы тока (магнитного поля).

Разработана уточненная математическая модель процесса демпфирования протеза коленного сустава.

Перечень ключевых слов:

Демпфер, протезирование, моделирование в SolidWorks, адаптивные свойства, дроссель.

Для исследования МРД использовался пакет прикладных программ "MatLab", в приложении к нему "Simulink».

Результаты исследования позволяют усовершенствовать конструкцию МР демпфера и уменьшить температурный фактор на его характеристики.

Публикации. По материалам магистерской диссертации было опубликовано 4 работы, а именно 3 тезиса докладов на международных научно-технических конференциях студентов.

Ключевые слова: амортизатор (демпфер), характеристика амортизатора, клапанно - дроссельный узел, отбой, сжатие.

Abstract

The master's thesis on the theme "Improvement of knee joint endoprosthesis due to the use of magnetic-rheological damper" consists of __5__ sections, the volume of the explanatory note __121__ pages of the main text, includes _75__ drawings and _31__ tables, and __8__ posters of graphic material.

The aim of the work is to increase the stability of the MRI of the knee joint prosthesis under varying operating conditions.

To achieve this goal, a number of tasks were formulated:

- to carry out an analysis of existing designs of knee joints;
- theoretically substantiate and create mathematical models of work processes and investigate the influence of temperature and intensity of the magnetic field on the operating characteristics of the MRD;
- to develop an experimental installation for checking and refinement of mathematical models of MRD;
- to conduct experimental research;
- to develop recommendations for the creation of adaptive damping taking into account the results obtained during the work.

The first section of this paper is devoted to the analytical study of the influence of external and internal factors on the denture dampers and the methods of adaptation under them.

The second section is devoted to the development of a mathematical model that describes the dependence of temperature influence on the performance of the damper.

The third section includes the creation of a stand for conducting relevant experimental research, a diagram and the necessary equipment are presented, which allowed to create a stand directly for research on the influence of temperature and pressure of the working environment on the working characteristics of the MRD of the joint. Develop experimental research methods. A series of experiments was conducted to determine the effect of pressure drop and temperature on the performance.

The object of the research in this paper is the process of functioning of the MRI of the knee joint prosthesis, namely, its chokes under different operating conditions.

The subject of the study is the connection of the design parameters of the conductivity of the regulated choke and changes in the temperature of the working fluid.

The scientific novelty of this study is the proposed analytical dependence, reflecting the change in flow rate from the applied current strength (magnetic field). The refined mathematical model of the process of damping the knee joint prosthesis is developed.

Keyword list:

Damper, Prosthesis, Modeling in SolidWorks, Adaptive Properties, Choke.

To study MRD, a package of applications "MatLab", in addition to "Simulink" was used.

The results of the study allow to improve the design of the MP damper and reduce the temperature factor on its characteristics.

Publications On the materials of the master's thesis 4 papers were published, namely 3 theses of reports at international scientific and technical conferences of students.

Keywords: shock absorber (damper), shock absorber characteristics, valve - throttle knob, recuperation, compression.

ЗМІСТ

| | |
|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----|
| ВСТУП..... | 8 |
| РОЗДІЛ 1. Аналіз та огляд конструкцій демпферів протезів колінного суглобу людини..... | 9 |
| 1. Історія розвитку протезування нижніх кінцівок..... | 9 |
| Висновки до глави..... | 15 |
| 2. Біомеханіка багатоланкового колінного модуля протезу ноги людини | 15 |
| 2.1. Біомеханічний аналіз руху..... | 16 |
| 2.2. Ступені свободи колінного суглобу..... | 17 |
| 2.3. Кути згинання колінного суглобу..... | 19 |
| 2.4. Висновки до глави..... | 21 |
| 3. Вузол протезу колінного суглобу. Загальні технічні вимоги..... | 22 |
| 3.1 Висновки до глави..... | 23 |
| 4. Колінні модулі з буферно-приводним пристроєм регулювання функціональної довжини у фазі переносу і опори..... | 24 |
| 4.1. Колінні вузли з механічним демпфером..... | 24 |
| 4.2. Колінні вузли з пневматичним демпфером..... | 25 |
| 4.3. Колінні вузли з гідравлічним демпфером..... | 26 |
| Висновки до глави..... | 28 |
| 5. Сучасні рішення в протезуванні..... | 29 |
| 5.1. Біонічний протез..... | 29 |
| 5.2. Біговий протез..... | 31 |
| 6. Аналіз та огляд існуючих конструкцій протезів | 33 |
| 7. Магнітореологічний демпфер як частина протезу колінного суглобу..... | 44 |
| 7.1. Феромагнітна рідина в якості робочої рідини демпфера..... | 44 |
| 7.2. Висновки до глави..... | 48 |
| 8. Проблематика МРД та шляхи її вирішення..... | 49 |
| 9. Висновки по розділу..... | 50 |
| РОЗДІЛ 2. Дослідження характеристик магнітореологічного демпфера колінного суглоба..... | 51 |
| 2.1 Моделювання роботи МРД в програмному середовищі SOLIDWORKS..... | 51 |
| 2.2 Моделювання дросельного каналу демпфера в Simulink..... | 60 |
| 2.3 Моделювання магнітореологічного демпфера в Simulink..... | 64 |
| РОЗДІЛ 3. Експериментальні дослідження..... | 77 |
| 3.1 Розрахунок геометричної форми МРД..... | 77 |
| 3.2 Характеристики феромагнітної рідини..... | 78 |
| 3.3 Розрахунок котушки індуктивності..... | 80 |
| 3.4 Експериментальне дослідження можливості керування характеристиками рідини за рахунок магнітного поля..... | 82 |
| 3.5 Експериментальне дослідження витратної характеристики у магнітореологічному каналі..... | 86 |
| РОЗДІЛ 4. Розробка стартап проекту..... | 91 |
| РОЗДІЛ 5. Охорона праці..... | 107 |
| Загальні висновки..... | 119 |
| Список використаної літератури..... | 120 |

ВСТУП

На сьогоднішній день в Україні існує гостра необхідність в якісних та функціональних протезах. Люди, що втратили кінцівки в результаті воєнних дій, травм на виробництві, інших травматичних подій та внаслідок вроджених або набутих аномалій розвитку, потребують сучасних, комфортних в експлуатації ортопедичних виробів.

Протезування - важливий етап процесу соціально-трудової реабілітації людини. Протези відтворюють функціонал та нормальний зовнішній вигляд ампутованої кінцівки.

У сфері протезування нижніх кінцівок є два основні напрями: протезування безпосередньо кісток та протезування суглобів. Заміна суглобу на технічний пристрій являється серйозною проблемою, вирішення якої потребує низки інженерних та конструкторських рішень.

Розрізняють наступні рівні ампутації: ампутація стопи, ампутація гомілки, екзартикуляція гомілки, ампутація стегна, екзартикуляція стегна, та вищі рівні ампутації.

У випадку екзартикуляції гомілки, застосовують протез по Грітті та протез після ампутації гомілки з вичлененням коліна.

Сучасний ринок протезування насичений пропозиціями різних фірм. Існує велика кількість видів конструкції – від найпростіших, до протезів здатних виконувати найскладніші задачі, тим самим надаючи людині змогу вільно пересуватись та вести активний спосіб життя.

Одним з найважливіших вузлів такого протезу є колінний модуль, що виконує функції колінного суглобу. За допомогою вбудованого демпфера підвищується стійкість до падінь, та зростає рівень комфортності експлуатації протезу.

Таким чином існує необхідність створення сучасного демпферного пристрою для колінного модуля протезу ноги людини.

Головними цілями при створенні такого демпфера є забезпечення адаптивності демпфера до різноманітних навантажень та режимів роботи, змін температури, що якісно відображається на функціональності протезу.

РОЗДІЛ 1

АНАЛІЗ ТА ОГЛЯД КОНСТРУКЦІЙ ДЕМПФЕРА ПРОТЕЗУ КОЛІННОГО СУГЛОБУ ЛЮДИНИ

1.1 Історія розвитку протезування нижніх кінцівок

Протезування частин тіла людини відомо ще за стародавніх часів. Звичайна дерев'яна підставка замість втраченої ноги є першим прототипом штучних кінцівок. З плином часу дана конструкція зазнавала низки змін. Було запропоновано безліч підходящих матеріалів, та цікаві конструкторські рішення.

Єгиптяни були піонерами ортопедичної техніки. Їх «рудиментарні» протези були зроблені з тканини, і вважається, що їх носили більше для почуття «цілісності», ніж заради їх протезних функцій. Перший функціональний протез великого пальця ноги, що належить особі дворянського роду, був знайдений в Єгипті. Згідно з даними вчених, він був створений в період 950-710 рр. до н.е. Протез складався з двох дерев'яних частин, які скріплювалися шкіряною ниткою через отвори, просвердлені в деревині. Шкіряний ремінець кріпив палець до ноги за допомогою шкіряних ниток (Рис.1.1.1)



Рис.1.1.1 Протез великого пальця ноги, 950-710 рр. до н.е. [8]

Ця увага до естетичної привабливості протезів є досить поширеним явищем серед стародавніх пристроїв і навіть може бути більш важливою, ніж їх функціональність.

Що до протезування ніг, в результаті розкопок в 1858 році в італійському місті Капуя була знайдена перша штучна нога, яку зробили приблизно в 300 р до н.е. Її

зроблено з бронзи і заліза, з дерев'яним сердечником, яку, мабуть, носили нижче коліна. Існує точна копія цього протеза, яку можна побачити в Музеї науки в Лондоні (Рис.1.1.2).



Рис.1.1.2 Протез ноги, 300 р до н.е. [9]

У 1696 році Пітер Вердайн розробив перший протез ноги нижче коліна без додаткової фіксації, який пізніше стане основою для сучасного протезування суглобів і корсетних пристроїв.

У 1800 році лондонець Джеймс Поттс розробив протез, виготовлений з дерев'яного стрижня зі сталевим колінним суглобом і шарнірною ногою, яка кріпилася кетгуттовими нитками від коліна до щиколотки. Згодом такий протез будуть називати «ногою Англії» на честь Генрі Уільяма Педжета - першої людини, удостоєної титулу маркіза Англії, який втратив ногу в битві при Ватерлоо і скористався винаходом Поттса. У 1839 році Вільям Селфо завіз цей протез в США, де він став відомий як «нога Селфо» (Рис.1.1.3).



Рис.1.1.3 «Нога Селфо» [10]

У 1843 році сер Джеймс Сайм відкрив новий метод ампутації щиколотки, що не приводить до ампутації до стегна. Цей підхід з радістю зустріли в співтоваристві інвалідів-ампутантів, оскільки це означало, що з'явилася можливість ходити не з протезом, який замінює всю ногу, а тільки лише зі штучною ступнею.

У 1846 році Бенджамін Палмер вирішив поліпшити стан справ для пацієнтів з ампутацією нижньої кінцівки і допрацював «ногу Селфо», додавши передню пружину, згладивши зовнішній вигляд і прикривши сухожилля, щоб імітувати природні рухи.

Дуглас Блай винайшов і запатентував «анатомічну ногу доктора Блая» в 1858 році, яку він називав «найбільш повним і успішним винаходом з коли-небудь створених серед штучних кінцівок». А вже в 1863 році Дюбуа Пармлі винайшов вдосконалений протез з присоскою, поліцентричним коліном і безліччю шарнірів.

Пізніше Густав Герман запропонував використовувати алюміній замість сталі, щоб зробити протези легшими та функціональнішими. Такий легкий пристрій довелося чекати до 1912 року, коли Марсель Дезуттер, відомий англійський льотчик, що втратив ногу в авіакатастрофі, не зробив перший алюмінієвий протез за допомогою свого брата-інженера Чарльза.

Прогрес, якого досягли в своєму розвитку технології протезування за 300 років, виявився незначним. Однак досягнення в хірургії і ампутації в середині XIX століття дозволили лікарям сформувати куксу таким чином, щоб вона була більш сприйнятлива до приєднання протеза. Протези не сильно покращилися, але життя ставало все більш зручним для тих, хто носив їх.

У міру того, як тривала громадянська війна в США, кількість ампутацій росло катастрофічно швидко, що змушувало американців посилено розвиватися в області протезування. Джеймс Хангер, один з перших ампутантів громадянської війни, розробив те, що він пізніше запатентував як Hanger Limb - протез, виготовлений з бондарних клепок і металу, який мав шарнірні суглоби в області коліна і щиколотки. Hanger Limb виявилася на той момент найбільш передовою технологією в історії протезування, і заснована Хангером компанія продовжує залишатися лідером в цій області.

На відміну від громадянської війни, Перша світова не сприяла особливому прогресу в цій області. Незважаючи на відсутність технічних досягнень хірурги і військові усвідомлювали важливість обговорення технології та розробки протезів. В кінцевому підсумку це призвело до формування американської асоціації протезування і застосування ортопедичних виробів (АОРА).

Після Другої світової війни ветерани були незадоволені відсутністю технологічних рішень і вимагали поліпшення. Тоді уряд США уклав угоду з військовими компаніями для поліпшення протезів, а не зброї. Ця угода відкрила шлях до розробки і виробництва сучасних протезів. Нові пристрої набагато легше - виготовляються з пластика, алюмінію і композитних матеріалів, щоб забезпечити пацієнтів найбільш функціональними пристроями.

У 1970-х роках винахідник Ісідро М. Мартінес зробив величезний вплив на індустрію протезування, коли розробив протез нижньої кінцівки, який, замість того, щоб спробувати повторити рухи природного кінцівки, був орієнтований на поліпшення ходи і зменшення тертя. Знижуючи тиск і роблячи ходьбу більш комфортною, Мартінес, який сам був інвалідом, поліпшив життя багатьох майбутніх пацієнтів.

У минулому система підвіски для протезів кінцівок була зроблена з шкіряних або тканинах ременів, а паз був дерев'яним чи металевим, облицьованим тканиною. Більшість сучасних протезів поєднують в собі пластикове гніздо і присоски. Вони ретельно утепляються і запобігають ушкодженню тієї частини кінцівки, до якої кріпляться.

В часи розвитку механіки, ближче до сучасності, стали з'являтися більш досконалі типи протезів, здатних імітувати втрачену частину тіла або навіть здатні рухатися за рахунок вбудованих механізмів.

На принципі дерев'яної ноги були засновані всі удосконалення штучних ніг, що мають на меті усунення головного недоліку такого протезу (людина, котра використовує такий протез, при русі вперед повинна була постійно описувати ним дугу назовні) і збереження форми ноги. Останнього досягти було легко; перше ж коштувало багатьох зусиль. Американець д-р Лі (Блайт) перший намагався при побудові штучного ступневого

суглоба наслідувати природі; рух в ньому відбувався за допомогою кулі з полірованого скла, що лежить в порожнині з вулканізованого каучуку.

За допомогою цього механізму хода стає еластичною, безшумною і менш стомлюючою, ніж при інших апаратах, виготовлених близько XIX століття.

Ступня з'єднувалася з гомілкою чотирма кишковими струнами, які були прикріплені до кружка, що йде поперечно через верхню половину апарату. Такі вдосконалені суглоби все-таки не витіснили з ужитку прості суглоби на шарнірах, більш безпечні і дешеві. Відома конструкція, в якій в ступневих суглобах вкладається пружина з каучуку циліндричної форми; рухи відбуваються при допомозі міцних шарнірів. До п'яти прикріплюється ще й каблучок.

Самі каучукові пружини зберігають роками свою еластичність без зміни. Для того, щоб пальці стопи при повороті не приставали до підлоги, пальцева частина апарату зроблена рухомою за допомогою спіральної пружини і простого шарніра на підшві. Прикріплення штучної ноги до культі або до тулуба проводиться за допомогою поясів і ременів через плече, дивлячись на звички і вправність людини, то порізно, то разом. Застосування штучних членів не може наступити раніше утворення щільного рубця, отже, не раніше 6-10 місяців після операції.

Сучасні протези вражають своєю різноманітністю та функціональністю. Яскравим прикладом є C-Leg фірми Ottobock (Рис.1.1.4).

Вперше протез C-Leg був показаний Отто Боком ортопедичній промисловості на всесвітній конференції по ортопедії в Нюрнберзі в 1997 рік.



Рис.1.1.4 C-Leg [11]

C-Leg використовує гідроциліндри для управління згинанням коліна. Датчики відправляють сигнали на мікропроцесор, який аналізує їх і повідомляє, що струм має живити циліндри.

Функції C-Leg завдяки різним технологічним пристроям об'єднані в компоненти протеза. C-Leg використовує датчик кута коліна для вимірювання кутового положення і кутової швидкості згинання суглоба.

Протез контролює опір згинання та розгинання коліна за допомогою гідравлічного циліндра.

Протези поділяються на види в залежності від наявності модуля. Модуль - це система, що складається з шарніра і імітує природний суглоб при русі. Прості модулі містять пасивні пружинні тяги, які обмежують і амортизують рух в ньому. У більш складних і сучасних модулях присутні активна гідравлічна тяга, рух в яких регулюються спеціальним мікропроцесором. В залежності від його наявності існує 2 види протезів:

Немодульні протези - простіші моделі з невеликими функціональними можливостями. В основному вони виконують функцію опори і нешвидкої ходьби по рівній поверхні.

Модульні протези - можуть містити один або кілька модулів (протез всієї нижньої кінцівки містить 3 модуля). Наявність модуля значно розширює функціональні можливості протеза - людина може займатися швидкою ходьбою, спускатися або підніматися по сходах, йти по пересіченій місцевості. Сучасний модуль має невеликі гідравлічні тяги з електронним управлінням. Це дозволяє досягти максимальної пружності і плавності рухів в ньому. У сучасних центрах протезування для збірки протеза використовуються модулі провідних компаній таких виробників, як ОТТО БОКК, що виготовляються з електронним управлінням. Найвідповідальнішим для комфортної ходьби є колінний модуль. Від його якості залежить комфорт у використанні всього протеза.

Незалежно від виду протеза, всі вони містять приймальню гільзу, яка прикріплюється до культі нижньої кінцівки. Це важлива деталь, від якості виготовлення якої і правильної індивідуальної підгонки до культі, залежить комфорт у використанні протеза. Зазвичай для виготовлення приймальної гільзи використовуються м'які матеріали, які виключають можливість травмування шкіри і підшкірної клітковини кукси.

Немодульні протези - найпростіші моделі з невеликими функціональними можливостями. В основному вони виконують функцію опори і нешвидкої ходьби по рівній поверхні.

В часи розвитку механіки, ближче до сучасності, стали з'являтися більш досконалі типи протезів, здатних імітувати втрачену частину тіла або навіть здатні рухатися за рахунок вбудованих механізмів.

На принципі дерев'яної ноги були засновані всі удосконалення штучних ніг, що мають на меті усунення головного недоліку такого протезу (людина, котра використовує такий протез, при русі вперед повинна була постійно описувати ним дугу назовні) і збереження форми ноги.

Модульні протези - можуть містити один або кілька модулів (протез всієї нижньої кінцівки містить 3 модуля). Наявність модуля значно розширює функціональні можливості протеза - людина може займатися швидкою ходьбою, спускатися або підніматися по сходах, йти по пересіченій місцевості. Сучасний модуль має невеликі гідравлічні тяги з електронним управлінням. Це дозволяє досягти максимальної пружності і плавності рухів в ньому.

Розглянувши сучасні зразки протезування нижніх кінцівок, зокрема колінного суглобу, можна відзначити високий рівень розробок. Протез колінного суглобу має не лише забезпечити користувачеві змогу до самостійного пересування, а й надати можливість до комфортного використання протезу. Протез має максимально подібно до здорового суглобу відтворювати рухи, що дозволять не лише пересуватися, а й повноцінно ходити, та навіть бігати. Він має бути автономним, та готовим до використання за різноманітних погодних умов.

1.2 Біомеханіка багатоланкового колінного модуля протезу ноги людини

Колінний модуль з багатоланковим з'єднуючим механізмом, надає користувачу кращу функціональність. При згинанні в колінному модулі, змінюється моментальний центр обертального руху між стегном та гомілкою. Покращується стійкість до падінь та збільшується діапазон згинання в колінному вузлі. Цей основний механізм можна покращити за рахунок буферно-приводного засобу регулювання функціональної довжини в фазі переносу.

При розробці демпфера колінного модуля протезу ноги важливо розуміти кінематику рухів, виникаючі швидкості, оптимальні рушійні режими. При поглибленому аналізі кінематики ходьби та бігу реєструють, окрім того, величини кутів суглобів, лінійних та кутових швидкостей окремих ланок тіла. Провести розрахунок щодо підходящих розмірів та ваги такого демпфера.

1.2.1 Біомеханічний аналіз руху

При розробці демпфера колінного модуля протезу ноги важливо розуміти кінематику рухів,

Проводячи біомеханічний аналіз руху або виду рушійної діяльності, вивчають:

- топографію працюючих м'язів;
- кінематику, динаміку та енергетику;
- оптимальні рушійні режими.

Ходьба та біг відносяться до циклічних локомоцій, за яких швидкість пересування є добутком темпу (n , 1/хв) та довжини кроку (l , м):

$$V = n \cdot l$$

Саме тому одну й ту саму швидкість можна досягнути при різних поєднаннях довжини та частоти кроку.

Ходьба відрізняється від бігу тим, що не має періоду польоту. В кожному кроці виникає період подвійної опори: обидві ноги мають контакт з опорою: переносна нога вже поставлена на опору, а опорна ще не відокремилась від неї. Цикл ходьби складається з трьох фаз: задній крок, передній крок та перехід опори (подвійна опора). Фаза переходу опори по тривалості в 5 разів менша за фазу одиночної. Біг складається з періодів польоту та опори. Період польоту складається з двох фаз: розведення та зведення стоп. З моменту постановки стопи на опору починається період опори. Він також складається з двох фаз: підсідання та відштовхування з випрямленням опорної ноги.

При зберіганні загальної побудови (поділ на фази та їх взаємодія) біг з різною швидкістю має вагому різницю в довжині, частоті кроків, їх ритмі, кінематичних та динамічних характеристиках. Середня швидкість бігу вагається в межах від 10 м/с (забіг на 100м) до 5 м/с (марафон). Довжина кроку змінюється суттєвіше: 100м – 4,3 1/с, 5000м – 2,8 1/с. в досягненні високої швидкості кроків більшу роль грають безопорні фази польоту, активність зведення стоп в польоті.

Щодо співвідношення тривалості періодів опори та польоту, то вони змінюються в достатньо незначних межах: в спринті 0,46, на дистанції 5000м – 0.53. Час опори майже в 2 рази менший, ніж час польоту, причому це найбільш притаманно бігу на короткі дистанції.

В залежності від того, яка частина м'язової маси активна, фізичну роботу поділяють на локальну (менше 1/3), регіональну (від 1/3 до 2/3) та глобальну. Ходьбу та біг відносять до глобальної діяльності. Томографія м'язів, що працюють при них, вивчена методом електроміографії. При технічній підготовці з кінематики циклічних локомоцій найбільше значення мають хронограми. Вони дають наглядне графічне зображення ритму рухів. А при тактичній підготовці необхідно реєструвати швидкість переміщення, динаміку швидкості, довжину та частоту кроків. При поглибленому аналізі кінематики ходьби та бігу реєструють, окрім того, величини кутів суглобів, лінійних та кутових швидкостей окремих ланок тіла.

1.2.2 Ступені свободи в колінному суглобі

В залежності від умов руху число ступенів свободи при плоскому русі колінного суглобу може рівнятись 2 чи 1. Перший випадок – коли при русі обидві зв'язки зменшують свою довжину. В другому випадку одна зі зв'язок зберігає свою довжину незмінною.

Перша ступінь свободи пов'язана з поперечною віссю XX' (рис. 1.2.2.1, А, вид спереду і зсередини; вид напівзігнутого коліна спереду і зовні), по відношенню до якої відбуваються руху згинання та розгинання в сагітальній площині. Ця вісь, що лежить у фронтальній площині, проходить через виростків стегнових кісток горизонтально.

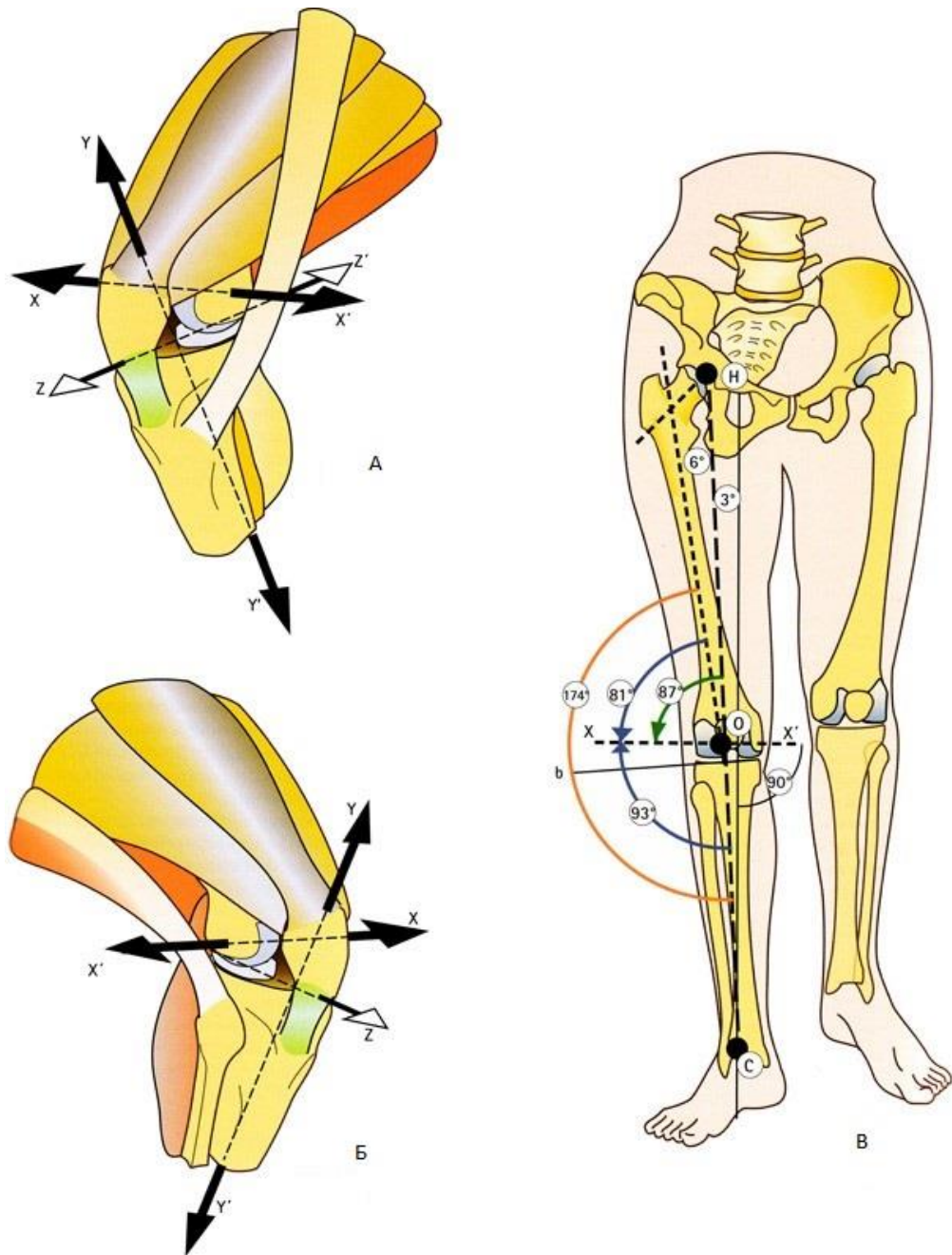


Рис. 1.2.2.1 [12]

Оскільки шийка стегнової кістки утворює кут з діафізом (рис. 1.2.2.1, В, загальний вигляд скелета нижніх кінцівок), вісь останнього не збігається з віссю гомілки, а складає з нею тупий кут в $170-175^\circ$, відкритий назовні. Це фізіологічне зміщення назовні (вальгус) колінного суглоба. З іншого боку, центри трьох суглобів - тазостегнового Н, колінного О і гомілковостопного С - лежать на прямій лінії НС, що є механічною віссю нижньої кінцівки. На рівні гомілки НОС збігається з віссю гомілки, але становить гострий кут в 6° з віссю стегна.

Оскільки тазостегнові суглоби знаходяться далі один від одного, ніж гомілковостопні, механічна вісь нижньої кінцівки йде косо донизу і досередини,

утворюючи з вертикаллю кут в 3° . Цей кут буде тим більше, чим ширше таз, що характерно для жінок. Цим пояснюється більш виражений фізіологічний вальгус колінного суглоба у жінок в порівнянні з чоловіками. Ось згинання-розгинання ХХ 'проходить горизонтально і не збігається з бісектрисою Ob, що перетинає Вальгусний кут. Кут між ХХ 'і віссю стегнової кістки становить 81° , а між ХХ' і віссю гомілки - 93° . Тому при повному згинанні в колінному суглобі вісь гомілки опиняється не безпосередньо позаду осі стегна, а ззаду і злегка досередини від неї, так що п'ята переміщається медіально у напрямку до площини симетрії тіла. Повне згинання приводить п'яту в контакт з сідницею на рівні сідничного бугра.

Друга ступінь свободи колінного суглоба пов'язана з ротацією навколо поздовжньої осі гомілки YY '(рис. 1.2.2.1, А і Б) при зігнутому колінному суглобі. Його будова виключає ротацію в положенні повного розгинання; вісь гомілки збігається з механічною віссю нижньої кінцівки, і ротація проходить не в колінному, а в тазостегновому суглобі, який в цій ситуації є як би комплементарним по відношенню до колінного.

На рис. 1.2.1.А, Б, вісь ZZ 'йде спереду назад і перпендикулярно до двох інших вісей. Ця вісь не є третім ступенем свободи, але завдяки наявності певної механічної «гри» в суглобі, забезпеченої розслабленням латеральних зв'язок, по відношенню до неї відбуваються бічні рухи при зігнутому коліні (в межах 1-2 см, якщо вимірювати на рівні гомілковостопного суглоба). У положенні повного розгинання ці рухи зникають у зв'язку з натягом латеральних зв'язок, і їх збереження, як правило, вказує на наявність патології зв'язок. [5]

1.2.3. Кути згинання колінного суглобу

Вимір кутів згинання суглобу виконується за допомогою вимірюючих інструментів. Кутомір, найпростіший з них, складається з транспортиру, з'єднаного з двома браншами. Одна з них рухома. При вимірах вісь кутоміра розміщують на вісь суглобу, а бранші розміщаються по вісям проксимального та дистального сегментів. Кут максимального розгинання-згинання суглобу в одній площині називають амплітудою руху.

У здорової людини кут максимального згинання в колінному суглобі (в градусах від вихідного положення) - 130° , кут максимального розгинання - 0° .

Стійкість колінного вузла залежить від трьох незалежних один від одного параметрів M_K , d та h .

$$M_K = -(P \cdot d),$$

де M_K – момент в колінному вузлу, d – відстань між лінією, що з'єднує тазостегновий шарнір з п'ятою, і моментальним центром обертання в колінному суглобі.

P – сила, що діє в напрямку продольної вісі протезування ноги.

Зображений шарнірний механізм являє собою компроміс, котрий максимально використовує функціональні переваги, а також, окрім цього, уникає косметичних проблем за рахунок поступальних рухів в колінному вузлі (рис.1.2.3).

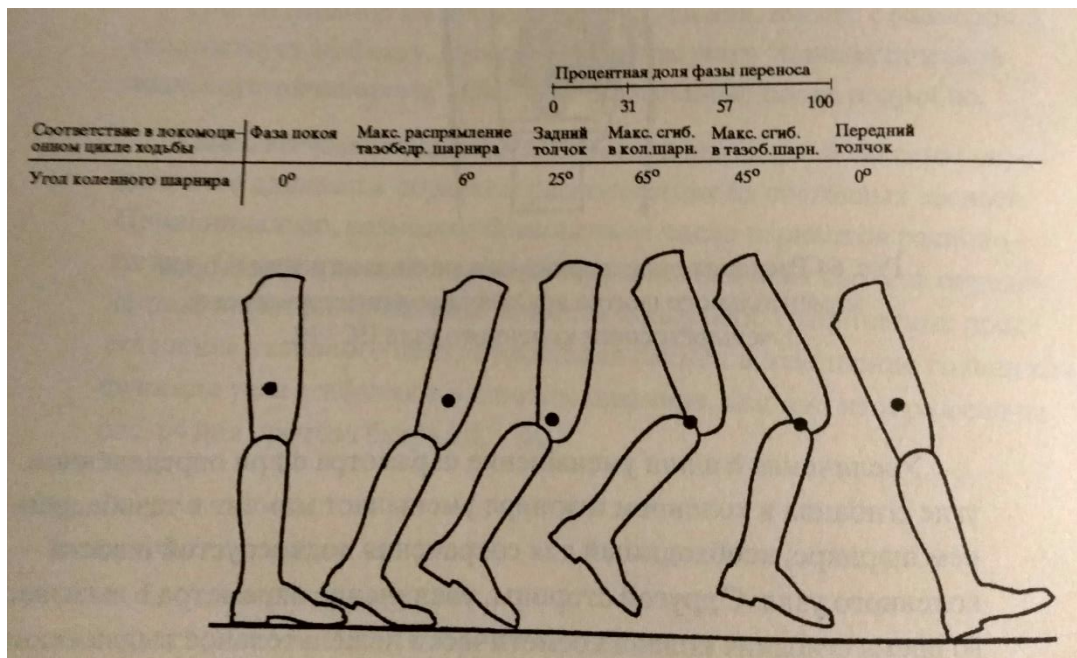


Рис.1.2.3 Зміна положення центру обертання в колінному шарнірі під час ходьби [13]

На рисунку показано, як зміщується центр обертання (помічений на рухомій гільзі) в повному циклі подвійного кроку. Варто пам'ятати, що величина d при повному розгинанні може бути відносно незначною, що вигідно для користувача в кінці фази опори.

Більш високе положення центру обертання в колінному шарнірі врівноважує велике значення d тим, що примушує інваліда краще впливати м'язовими моментами на

тазостегновий шарнір і сприяє кращому довільному керуванню підкосостійкістю колінного вузла.

Довільне керування підкосостійкістю для молодих та активних користувачів протезом важливо і при згинанні, і при розгинанні колінного модуля.

Висновки

Кінематика ходьби людини є досить складною. Проводячи біомеханічний аналіз руху або виду рушійної діяльності, вивчають:

- топографію працюючих м'язів;
- кінематику, динаміку та енергетику;
- оптимальні рушійні режими.

Одну й ту саму швидкість можна досягнути при різних поєднаннях довжини та частоти кроку.

В залежності від того, яка частина м'язової маси активна, фізичну роботу поділяють на локальну (менше 1/3), регіональну (від 1/3 до 2/3) та глобальну. Ходьбу та біг відносять до глобальної діяльності.

При зберіганні загальної побудови (поділ на фази та їх взаємодія) біг з різною швидкістю має вагому різницю в довжині, частоті кроків, їх ритмі, кінематичних та динамічних характеристиках. Середня швидкість бігу вагається в межах від 10 м/с (забіг на 100м) до 5 м/с (марафон). Довжина кроку змінюється суттєвіше: 100м – 4,3 л/с, 5000м – 2,8 л/с. в досягненні високої швидкості кроків більшу роль грають безопорні фази польоту, активність зведення стоп в польоті.

У здорової людини кут максимального згинання в колінному суглобі (в градусах від вихідного положення) - 130° , кут максимального розгинання - 0° .

В залежності від умов руху число ступенів свободи при плоскому русі колінного суглобу може рівнятись 2 чи 1. Перший випадок – коли при русі обидві зв'язки зменшують свою довжину. В другому випадку одна зі зв'язок зберігає свою довжину незмінною.

Високе положення центру обертання в колінному шарнірі врівноважує велике значення d тим, що примушує інваліда краще впливати м'язовими моментами на тазостегновий шарнір і сприяє кращому довільному керуванню підкосостійкістю колінного вузла. А довільне керування підкосостійкістю для молодих та активних користувачів протезом важливо і при згинанні, і при розгинанні колінного модуля.

1.3. Вузол протезу колінного суглобу. Загальні технічні вимоги

Навантаження, що впливають на вузли при їх експлуатації, залежать від індивідуальних фізичних параметрів, локомоторних характеристик людини і інших чинників.

Встановлюють три рівня навантаження на протези: А60, А80, А100, яким відповідають значення максимальної маси людини 60, 80 і 100 кг.

Встановлений термін служби модулів і вузлів - не менше двох років.

Вузли, за винятком штучної стопи, повинні витримувати статичні і циклічні (3х10ГОСТ Р 51191-98 вузли протезів нижніх кінцівок. Загальні технічні вимоги циклів) навантаження, значення яких вказані в таблиці, за умов навантаження І і ІІ по ГОСТ Р ІСО 10328-3 та ДСТУ ІСО 10328-4, не втрачаючи працездатності [13].

Табл. 1.3.1 Таблиця навантажень[13]

| Уровень нагрузки | Условие нагружения | Значение нагрузки, Н | |
|------------------|--------------------|----------------------|-------------------|
| | | статической F_{SP} | циклической F_C |
| А60 | I | 1610 | 920 |
| | II | 1395 | 797 |
| А80 | I | 2065 | 1180 |
| | II | 1811 | 1035 |
| А100 | I | 2240 | 1280 |
| | II | 2013 | 1150 |

Замок колінного вузла повинен витримувати статичну $F_{SP}=1750$ Н і циклічну ($1 \cdot 10^6$ циклів при $F_C=1050$ Н) навантаження по ГОСТ Р ІСО 10328-5, не втрачаючи працездатності.

Стопор згинання колінного вузла повинен витримувати статичне навантаження $F_{SP}=1750$ Н.

Не має виникати пластичного руйнування вузлів при навантаженні до $1,5F_{SP}$ або крихкого руйнування при навантаженні до $2F_{SP}$.

Габаритні розміри вузлів не повинні виходити за габаритні розміри відповідних частин нижньої кінцівки людини.

Конструкція вузла повинна забезпечувати зручність складання протеза і доступ на зібраному до примірці протезі до місць регулювання і (або) заміни деталей, що мають встановлений термін служби, менший, ніж встановлений термін служби протеза в цілому, без демонтажу інших вузлів і деталей.

Рекомендовані значення максимальної маси вузлів вказані в таблиці (табл. 1.3.2)

Табл. 1.3.2 Рекомендовані значення максимальної маси вузлів [13]

| Уровень нагрузки | Искусственная стопа | Несущий узел | Коленный узел | В килограммах | |
|------------------|---------------------|--------------|---------------|---------------|---------|
| | | | | PCY | Ротатор |
| A60 | 0,65 | 0,30 | 0,55 | 0,15 | 0,40 |
| A80 | 0,75 | 0,40 | 0,65 | 0,20 | 0,50 |
| A100 | 0,85 | 0,50 | 0,75 | 0,25 | 0,60 |

Висновки

Маса колінного модуля людини залежить від її ваги, і має бути в межах 0.55-0.75 кг.

Середньостатистичний українець важить близько 80 кг. Колінний модуль в такому випадку важитиме 0.65 кг. Витримувати 2065 Н статичного навантаження, та 1180 Н циклічного.

Модуль має витримувати $1 \cdot 10^6$ циклів роботи, лишаючись працездатним. Стопор згинання колінного вузла повинен витримувати статичне навантаження $F_{SP} = 1750$ Н.

Конструкція вузла повинна забезпечувати зручність складання протеза і доступ на зібраному до примірці протезі до місць регулювання і (або) заміни деталей, що мають встановлений термін служби, менший, ніж встановлений термін служби протеза в цілому, без демонтажу інших вузлів і деталей.

Не має виникати пластичного руйнування вузлів при навантаженні до $1,5F_{SP}$ або крихкого руйнування при навантаженні до $2F_{SP}$.

Встановлений термін служби модулів і вузлів - не менше двох років.

1.4 Колінні модулі з буферно-приводним пристроєм регулювання функціональної довжини у фазі переносу та опори.

Амортизатор можна з упевненістю назвати найважливішим компонентом протезу колінного суглобу. Без цього вузла ходьба була б просто нестерпною через безперервні вертикальні розгойдування тіла. Амортизатор грає роль своєрідного демпфера, що гасить коливання.

Існують демпфери найрізноманітніших конструкцій, від найпростіших, до демпферів здатних пристосовуватись до зміни навантаження, швидкості руху, кутів згинання протезу та температури.

Всі вони мають певні області застосування, певні переваги та недоліки. Для вибору оптимальної конструкції слід розглянути існуючі конструкторські рішення буферно-приводних пристроїв.

1.4.1 Колінні вузли з механічним демпфером

У випадку « вільно-рухомих колінних вузлів» фаза переносу або коливання протезної гомілки спричиняє серйозні проблеми. В фазі переносу необхідно досягти, щоб протезна гомілка:

- не занадто відхилялась в сторону згинання
- своєчасно поверталась в розігнуте положення.

Цього можна досягти при всіх конструкція колінних вузлів в простих випадках за допомогою гумової тянки.

Але в неї є суттєвий недолік – при великих швидкостях та великих значеннях прискорення мас вона розтягується посередині. Жаданий ефект досягається тільки при певній установці, тобто тільки при відповідно-узгодженій швидкості.

Це також справедливо для буферно-приводного пристрою вбудованого в колінний модуль.

При цьому мова йде про пружини розтягнення або стиснення з характеристикою, аналогічною резиновій тянці. Перевага вбудованого в модуль буферно-приводного пристрою – реверс руху при згинанні в колінному шарнірі більше за 90° . Завдяки певному вбудовуванню вони сприяють згинанню в колінному шарнірі (наприклад, при сидінні), в той час як гумові тянки (за виключенням роздвосної тянки, що рухається по бокам) розгинають колінний шарнір в будь-якому положенні.

Область застосування – найпростіше керування фазою переносу.

1.4.2 Колінні вузли з пневматичним демпфером

Конструкція такого демпфера включає в себе наступні компоненти:

- корпус амортизатора;
- шток;
- поршень, з'єднаний зі штоком і оснащений двома клапанами - прямого і зворотного ходу;
- поршень-поплавок, що відокремлює масло від газу.

В однотрубному газовому амортизаторі відсутня робоча камера, так як її роль виконує корпус. Однотрубний амортизатор ділиться на дві камери за допомогою поршня-поплавка. У нижній частині закачаний азот, під великим тиском, а верхня частина заповнена маслом, в якому і переміщається основний поршень зі штоком. Так як робоча камера була виключена з конструкції, то клапан прямого ходу розташований на поршні поруч з клапаном відбою.

Однотрубна конструкція дозволила значно збільшити обсяг масла і газу при цьому, не змінюючи розмірів самого амортизатора. Дане вдосконалення допомогло позбутися від нагрівання, а поділ газу і масла позбавило від спінювання останнього. Але даний тип демпфера, звичайно ж, має деякі недоліки. Жорсткість амортизатора змінюється в залежності від нагрівання газу - чим гарячіший газ, тим жорсткіше демпферування (рис.1.4.2.1, рис. 1.4.2.2).

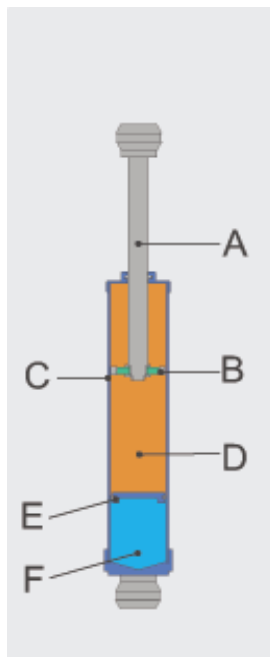


Рис.1.4.2.1 Пневматичний демпфер в перерізі [15]

Але головним недоліком є те, що при пошкодженні корпусу (вм'ятина), поршень просто заклинить всередині і демпфер миттєво прийде в непридатність. Проте, як показує практика, такі випадки зустрічаються вкрай рідко.



Рис. 1.4.2.2 Пневматичний демпфер в колінному вузлі протеза [17]

Область застосування – достатньо складне керування фазою переносу, більш комфортне застосування в порівнянні з пружинним та гумовим демпферами, підвищена функціональність дозволяє користувачу рухатися впевненіше. Даний колінний модуль призначений для користувачів з рекомендованим рівнем рухової активності 3 - 4.

1.4.3 Колінні вузли з гідравлічним демпфером

Так як рідини нестискаємі, гідравлічна рідина не слугує в ролі буфера, як у випадку з газом. Якщо рідину привести в рух в циліндрі за допомогою поршня, і передбачити при цьому циліндр з певним поперечним перерізом, то в силу своїх реологічних властивостей (ламінарна та турбулентна течія) вона володіє властивістю протистояння руху поршня з технічно визначаємим постійним опором.

Гідравлічне керування фазою переносу діє по цьому принципу. Поршень прикріплено шарніром до одної рухомої частини (стегно), циліндр – до іншої (гомілка).

Переваги гідравлічного буферно-приводного пристрою (рис. 1.4.3) заключаються в незмінному опорі течії і руху по всьому діапазону згинання. В момент незагальмованого розгинання відкриваються перепускні клапани і дають змогу рідині повернутися в циліндр.



Рис. 1.4.3 Колінний модуль з гідравлічною системою управління фазами перенесення і опори. [18]

Для встановлення різних опорів потоку ортопед-технік або сам користувач має змогу відкривати різноманітні гідродинамічні канали вручну.

На сьогоднішній день на ринку є п'ять систем різних виробників. Деякі виправдовують себе десятки років, про надійність інших поки що важко сказати.

Область застосування - достатньо складне керування фазою переносу, більш комфортне застосування в порівнянні з пружинним та гумовим демпферами, підвищена функціональність дозволяє користувачу рухатися впевненіше. Даний колінний модуль призначений для користувачів з рекомендованим рівнем рухової активності 3 - 4.

1.4.4 Колінні вузли з магнітореологічним демпфером

Магнітореологічні гальма або амортизатори, в яких МР рідина (що містить дрібні залізні частинки, що знаходяться у воді в стані суспензії) видавлюється через фіксоване

сопло або пластину обмеження потоку, причому в'язкість рідини змінюється у відповідь на прикладене магнітне поле.

Конструкція цього амортизатора практично нічим не відрізняється від стандартного однотрубного, але замість масла він заповнений особливою рідиною, що містить магнітні частинки. Унікальність даної рідини полягає в тому, що вона під впливом магнітного поля, що генерується електромагнітами здатна змінювати в'язкість. Причому в'язкість змінюється за частки секунди, що дозволяє амортизатору миттєво підлаштовуватися під особливості дорожнього покриття.

Область застосування – такий демпфер в силу своєї конструкції змінює ступінь демпфірування автоматично, і на відміну від гідравлічного демпфера не потребує участі користувача або ортопеда-техніка для зміни налаштувань. Даний колінний модуль призначений для користувачів з рекомендованим рівнем рухової активності 3 - 4.

Висновки

Демпфер можна з упевненістю назвати найважливішим компонентом суглобу. Без цього невеликого вузла ходьба була б просто нестерпною через безперервні вертикальні розгойдування тіла. Амортизатор грає роль своєрідного демпфера, що гасить коливання.

В даній главі розглянуто колінні вузли з такими демпферами:

- Механічний
- Пневматичний
- Гідравлічний
- Магнітореологічний

Магнітореологічний демпфер є оптимальним для використання в колінному вузлу протезу ноги. Такий демпфер в силу своєї конструкції змінює ступінь демпфірування автоматично, і на відміну від гідравлічного демпфера не потребує участі користувача або ортопеда-техніка для зміни налаштувань. Даний демпфер підходить користувачам з рекомендованим рівнем рухової активності 3 - 4.

1.5 Сучасні рішення в протезуванні

1.5.1 Біонічні протези

Сучасний рівень технологій дозволяє створювати протези з можливістю функціонального та косметичного відновлення пошкодженої або втраченої кінцівки.

Біонічні протези відносять до косметично-функціонального типу. За допомогою ефекту м'язової реінервації стає можливим відновлення функцій кінцівки. Нерви, що лишилися після ампутації, підшиваються до м'язів культі. При спробі поворушити кінцівкою нервовий імпульс викликає зміну електричного біопотенціалу м'язу, котрий вловлюється спеціальним датчиком протеза, приєднаного до культі кінцівки.

Сигнал від датчика поступає до мікродвигунів, котрі рухають протез. Тобто процес керування повністю контролюється головним мозком людини.

Останні моделі таких протезів також дають змогу відчувати тепло та тиск за допомогою датчиків, сигнал від яких передається до культі.

В залежності від функціональних можливостей й анатомічної подібності виділяють два види біонічних протезів:

- Протези з активним рухом, проте з невеликою анатомічною подібністю. Зазвичай такі протези прикривають одягом. Вони дозволяють виконувати складні маніпуляції, такі як ходьба.
- Протези з тактильною функцією та функцією руху. Такі протези вкриті матеріалом, що нагадує звичайну шкіру, та мають змогу відчувати тиск та температуру. Такі протези коштують дорожче, проте повністю задовольняють відновленню функцій кінцівки та усунення косметичного дефекту.

Основні вимоги до біонічних протезів

Для достатньої ефективності у функціональному відношенні біонічні протези мають задовольняти таким вимогам:

- Основа протезу має виготовлятися з легкого та міцного матеріалу, що дуже важливо для протезів нижніх кінцівок. Найчастіше у виробництві застосовують титанові сплави.
- Надійна електроніка. В сучасних біонічних протезах використовують спеціальні процесори, що відповідають за передачу сигналів з м'язів культі.

- Забезпечення якомога швидшої передачі керуючого сигналу, адже мікро затримки в передачі сигналу є однією з найбільших недоліків біонічних процесів.

Типовим зразком такого модуля є КИМ-20, одна з небагатьох таких розробок на пострадянському просторі.

КИМ-20 - біонічний протез коліна (рис. 1.5.1), що поєднує в собі природність рухів з однієї сторони, а з другої – невелику масу. В основі колінного модуля керована гідравліка. Інтегрована система керування забезпечує захист від неконтрольованого згинання в будь-яких умовах. Модуль працює тривалий час без підзарядки акумулятора, що надає змогу користувачу в безпечному режимі дістатися до зарядного пристрою. Модуль підходить для протезування людей з ампутацією нижніх кінцівок на рівні стегна та з рівнем активності 2-4. [7]



Рис. 1.5.1 КИМ-20 [7]

Від звичайного адаптивного гідравлічного колінного модуля він відрізняється особливими датчиками, здатними зчитувати керуючі сигнали, що надходять з головного мозку.

1.5.2 Біговий протез

Спеціальний спортивний протез (рис. 1.5.2), розроблений для професіональних занять бігом, стрибків в довжину і висоту, а також метання списа. Існують спеціальні накладки для тренувань - на доріжці, по пересіченій місцевості за містом, по піщаній поверхні. Стопи випускаються різного рівня жорсткості, підбираються індивідуально.

Легко можна змінювати швидкість руху під час бігу. Стопа не буде сповільнювати рух при прискоренні, і забезпечить надійність під час активних поштовхів.



Рис.1.5.2.1 Біговий протез[16]

Колінний модуль такого протезу (Рис. 1.5.2.2). Потужна поворотна гідравліка спортивного



Рис. 1.5.2.2 Колінний модуль бігового протезу [19]

колінного суглобу оптимізована спеціально для спортивних занять, пропонуючи гальмові характеристики на фазі гойдання, призначена для оволодіння навіть сильними кроками. Також існує версія спортивного колінного суглоба з маслом з низькою в'язкістю. Цей колінний модуль підходить для користувачів, які користуються зниженням опору руху на фазі розгону, такими як діти або високопродуктивні спринтери.

Висновки

Сучасний рівень технологій дозволяє створювати протези з можливістю функціонального та косметичного відновлення пошкодженої або втраченої кінцівки.

Біонічні протези відносять до косметично-функціонального типу. За допомогою ефекту м'язової реінервації стає можливим відновлення функцій кінцівки. Нерви, що лишилися після ампутації, підшиваються до м'язів культі. При спробі поворушити кінцівкою нервовий імпульс викликає зміну електричного біопотенціалу м'язу, котрий вловлюється спеціальним датчиком протеза, приєднаного до культі кінцівки.

Сигнал від датчика поступає до мікродвигунів, котрі рухають протез. Тобто процес керування повністю контролюється головним мозком людини.

Такі протези є високотехнологічними модулями. Найбільш складною частиною таких протезів є система датчиків та сенсорів, і програмне забезпечення, що дозволяє перетворювати керуючі сигнали в рух протезу.

Спеціальний спортивний протез розроблений для професіональним занять бігом, стрибками в довжину і висоту, а також метання списа. Такий протез відносять до функціонального типу. Існують спеціальні накладки для тренувань - на доріжці, по пересіченій місцевості за містом, по піщаній поверхні. Стопи випускаються різного рівня жорсткості, підбираються індивідуально. Потужна поворотна гідравліка спортивного колінного суглобу оптимізована спеціально для спортивних занять, пропонуючи гальмові характеристики на фазі гойдання, призначена для оволодіння навіть сильними кроками. Також існує версія спортивного колінного суглоба з маслом з низькою в'язкістю. Цей колінний модуль підходить для користувачів, які користуються зниженням опору руху на фазі розгону, такими як діти або високопродуктивні спринтери.

Гідравлічний протез суглобу

Даний винахід використовує гідравлічні функціональні блоки (35), зазвичай класифікуються як демпферуючі пристрої, що дозволяють зробити рухи штучних суглобів подібними природним людським рухам. При наданні реалістичності рухам суглобів потрібно повторити рух при навантаженнях. Необхідно, щоб демпфер колінного суглобу міг чинити опір згинанню під навантаженням. Згідно з винаходом, передбачений гідравлічний демпфер, елемент управління протезом, використовує перепад тиску який створюється через наявність течії рідини. В якості прямого входного сигналу керування для одного гідравлічного клапана (47), клапан закрючує потік (47), щоб поширити рідину по діафрагмі. Клапан містить рухливий елемент, в який упирається пружно встановлений елемент A61F 2/74 (2006.01), який зменшує розмір отвору при збільшенні сили.

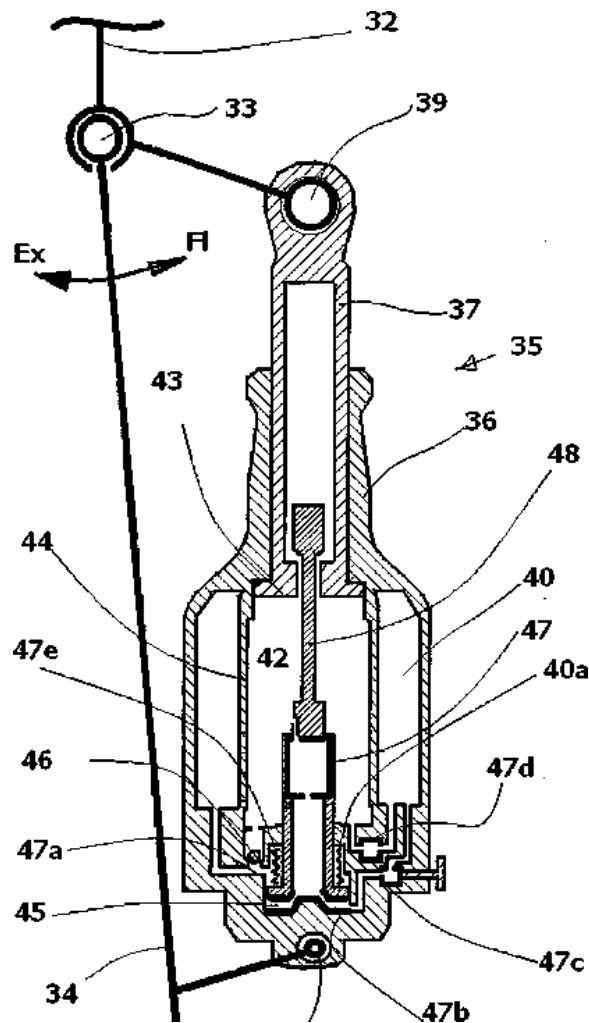


Рис 1.6.1 Загальний вигляд [19]

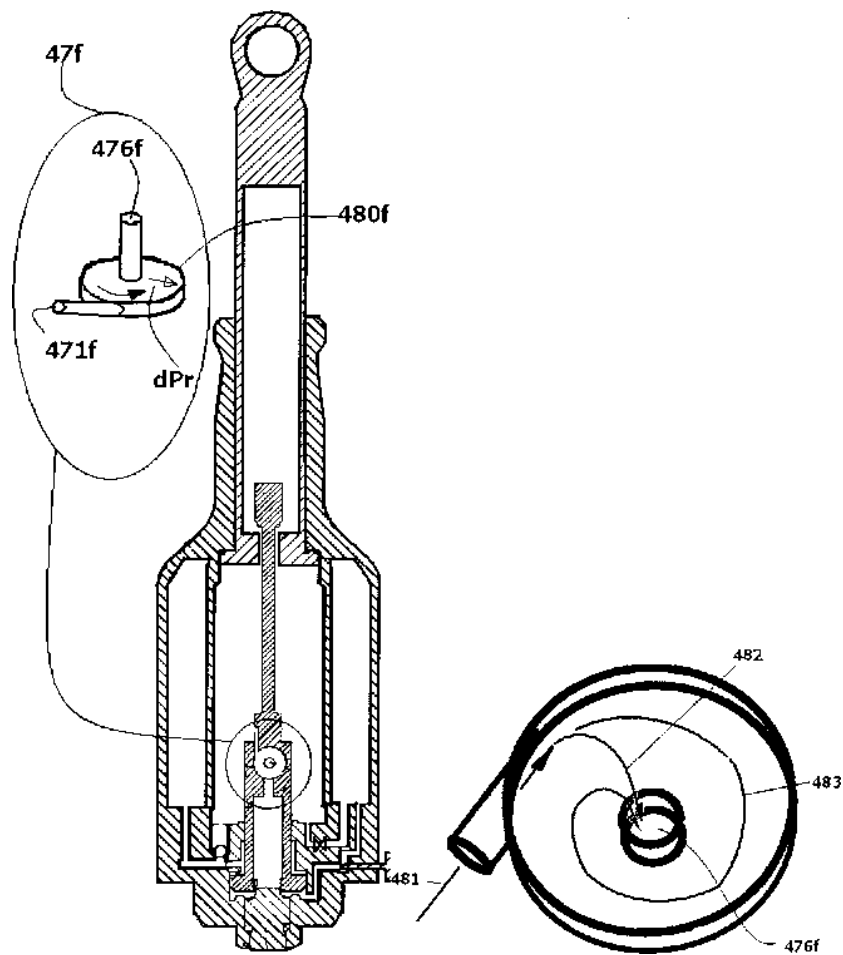


Рис 1.6.2 Основний робочий дросель «равлик»

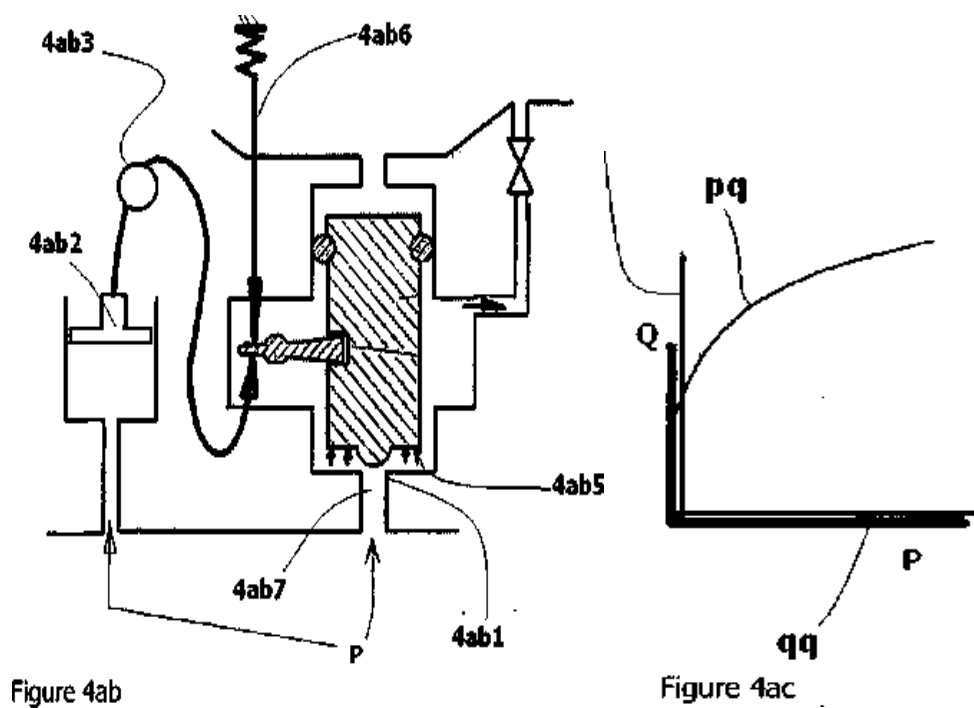


Рис 1.6.3 Графік перемикавання на різні режими [19]

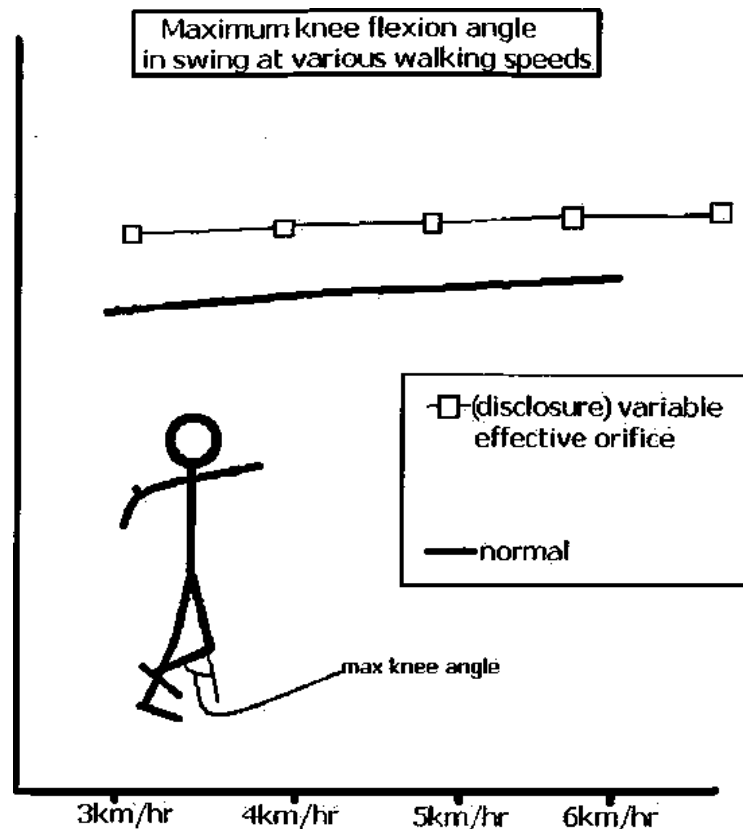


Рис 1.6.4 Швидкість руху людини з протезом [19]

Даний винахід належить до гідравлічних функціональних блоків, зазвичай класифікуються як демпфуючий пристрій.

У зв'язку з наданням реалістичності суглобам, він використовується в протезах, і є важливим аспектом в спробі досягти реалістичного руху.

Однією з найбільш важливих характеристик штучної ноги для досягнення природного вигляду при ходьбі відноситься переміщення так званого стабілізованого коліна, тобто коліна, що протистоїть згинанню під навантаженням.

Завданням цього винаходу є створення простого у використанні протеза, який не уразливий для проникнення води і бруду і може бути просто і легко очищений. Іншим завданням винаходу є створення протеза ноги, що дозволяє швидке повернення в початкове положення, але залишається чутливими у випадку з нерівною місцевістю.

Суть винаходу

Відповідно до цього винаходу, запропонований протез згідно з ознаками пункту 1. Винахід, таким чином, використовує перепад тиску через наявність потоку рідини в якості прямого вхідного сигналу керування для щонайменше, одного гідравлічного клапана.

Клапан може містити пристрій вихрового потоку, щоб викликати в рідині циркулювання навколо отвору.

Клапан може містити рухливий елемент, який примикає до пружно встановленого елемента, який зменшує розмір апертури при збільшенні сили і діє проти пружно встановленого елемента .

Протез відповідно до цього винаходу може містити один або обидва протеза кінцівок або дужки для тазостегнового суглоба. Зручно, що клапан є регульованим, щоб забезпечити управління рухом, дозволяючи змінювати його кутове положення. Рідина може бути вибрана з комбінації наступних рідин: рідина на вуглеводній основі, рідина на силіконовій основі або магнітна рідина.

Таким чином, в одному аспекті цього винаходу є повернення до природної маси колінного суглоба і зменшення затримки руху в суглобі, наприклад, при стартуванні маси тіла при допомозі протеза.

Гальмівне колінне з'єднання для протезу ноги[22]

Винахід відноситься до медичної техніки і призначений для протезування інвалідів. Гальмівне колінне зчленування для протеза ноги містить верхню частину зчленування, нижню частину зчленування, шарнірну вісь, жорстко з'єднану з однією частиною зчленування. Утворюючий середню частину зчленування хитний важіль встановлений своїм кінцем, що знаходяться з боку розгинання, на осі гойдання, що лежить паралельно, вентрально і дистально по відношенню до шарнірної осі, і охоплює шарнірну вісь своїм кінцем, що знаходяться з боку згинання, а також гальмівний пристрій керований навантаженням стопи. Концентрично охоплює щонайменше частково шарнірну вісь по її периметру та заповнена переважно гідравлічним маслом витіснювальною камерою, яка встановлена в зв'язаному кінці середній частині зчленування і розділена шарнірної віссю, виконаної у вигляді обертового поршня і жорстко з'єднаної з верхньою частиною зчленування. Камера розгинання і камера згинання з'єднані між собою мастилопроводом, що повністю або частково замикається золотником, який встановлений в середній частині зчленування з можливістю переміщення назустріч дії золотникової пружини, що віджимає його у відкрите положення. Технічний результат полягає у створенні гальмівного пристрою, керованого навантаженням на згин, при збереженні природної фази ходьби.

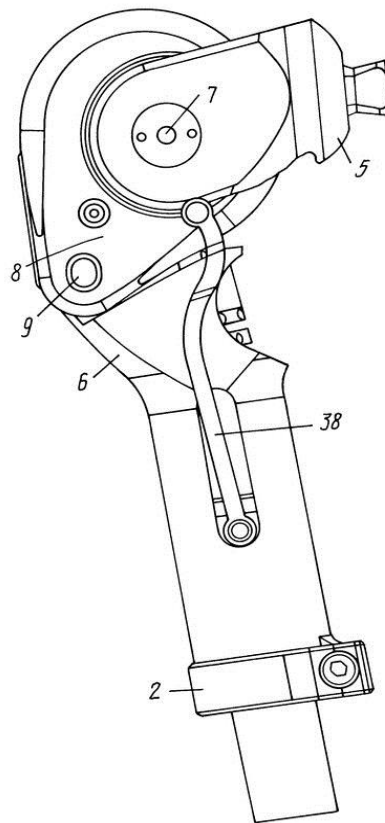


Рис 1.6.5 Загальний вигляд [22]

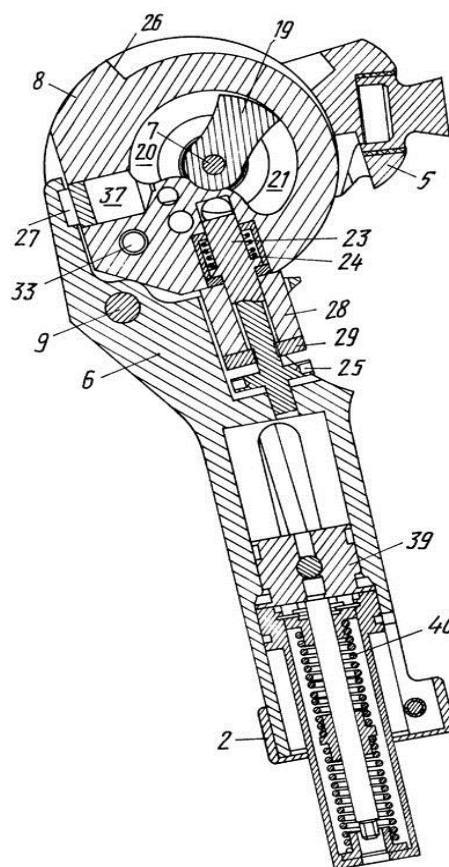


Рис 1.6.6 Будова демпфера [22]

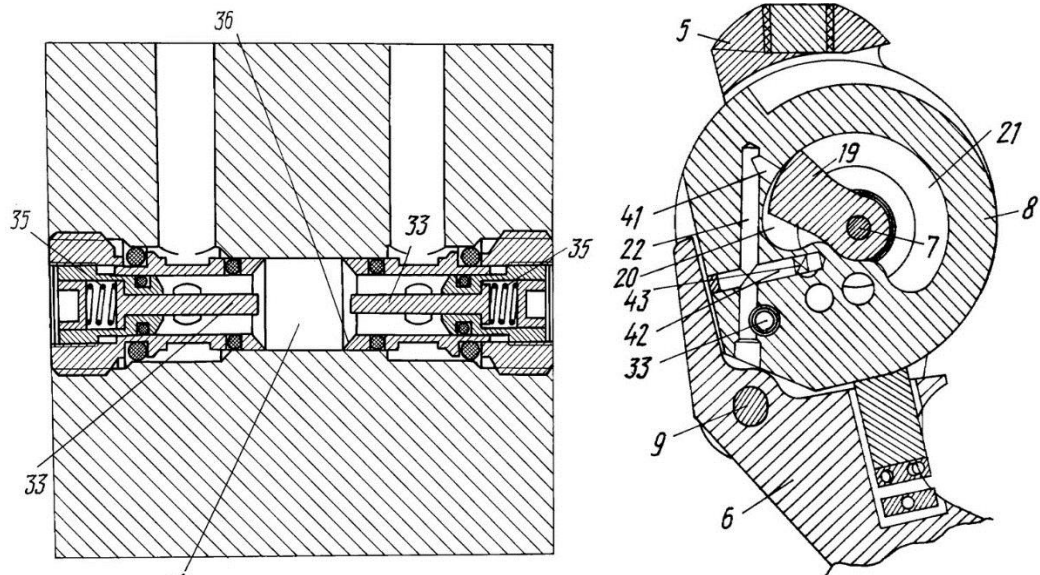


Рис 1.6.7 Основні робочі механізми дроселя і суглоб [22]

Prosedo 3R31, Колінний шарнір з функціями блокування та підтримки присідань [19]

- Ручне блокування

Напівавтоматична функція блокування колінного шарніра: для того, щоб здійснити згинання колінного шарніра, необхідно потягнути за тяговий трос. При повному розгинанні запірний механізм автоматично замикається. Розблокування запірного механізму можна здійснити, коли протез знаходиться під навантаженням; це забезпечує користувачу стійкість, так як після розблокування за рахунок дії гідравлічної системи виникає високий опір згинанню.

- Висока максимальна вага тіла

Prosedo призначено для використання пацієнтами з вагою тіла до 125 кг.

- Регульований гідравлічний блок

В цьому елементі є функція гідравлічної підтримки присідання і високий опір згинанню, що забезпечує надійне і збалансоване присідання

Переваги:

- Збільшення числа потенційних користувачів за рахунок збільшення припустимої ваги пацієнта і можливості протезування при різних рівнях ампутації.

- Стале і збалансоване присідання при одночасному розвантаженні контралатеральної сторони.

- Невелика вага і необхідність виконання лише незначної кількості вимірів є особливою перевагою при протезуванні літніх пацієнтів.

Огляд технічних характеристик

- Рівень активності: 1-ий рівень активності
- Макс. вага тіла: 125кг
- Область застосування: ампутація стегна, екзартикуляція колінного і тазостегнового суглобів
- З'єднання в проксимальній частині: юстувальні пірамідка (3R31), різьбове з'єднання (3R31 = ST)
- З'єднання в дистальній частині: трубний затиск Ø 30 мм
- Макс. кут згинання колінного шарніра: 145 °
- Вага: 600 г (варіант з юстувальною пірамідкою)
- Системна висота: 102 мм (варіант з юстувальною пірамідкою)



Рис.1.6.8 Prosedo 3R31, Колінний шарнір з функціями блокування та підтримки присідань
[19]

Колінний модуль MAUCH® KNEE [20]

- Висота побудови: 248 мм
- Вага коліна (з циліндром): 1,14 кг
- Кут згинання: до 115 °

Показання:

- Рівень ампутації: На рівні стегна
- Рівень активності: Від середнього до екстремального
- Максимальна вага пацієнта: 136 кг

Опис

Незважаючи на складну конструкцію і перешкоду надмірного розгинання, легкий Алюмінієвий корпус разом зі сферичними підшипниками готовий до різних непередбачуваних умов (рис.).



Рис.1.6.9 Колінний модуль MAUCH® KNEE [20]

- Одноосьовий гідравлічний колінний механізм з системою контролю фази опори і перенесення (SNS).
- Призначений для пересування на різних швидкостях.
- Збільшена зносостійкість і більш безпечне пересування забезпечує надзвичайно довговічний алюмінієвий корпус.
- Максимальна вага пацієнта до 136 кг.
- Роликові підшипники і циліндричні місця кріплення забезпечують плавність дії.
- Надійний контроль фази опори.

- За допомогою перемикача здійснюється вибір режиму - замикання, замикання згинання або вільний перенесення.
- Косметичний, згладжений профіль.
- Можливість здійснення спеціального замовлення колінних модулів з низьким опором або з контролем тільки фази переносу.
- Підходить для всіх рівнів активності.
- Максимальний кут згинання 115 °.

Модуль колінний пневматичний 6Н 23 [21]

Опис

Модуль колінний з пневматичним демпфером управління фазою перенесення з роздільним регулюванням опору згинанню і розгинанню (рис.)призначений для пацієнтів з односторонньою або двосторонньою ампутацією стегна на будь-якому рівні крім виокремлення в колінному суглобі, рекомендується для пацієнтів помірного рівня активності.

Адаптивний до зміни темпу ходьби в розширеному діапазоні швидкостей руху-від повільного до прискореним кроком без зміни початкових регулювань.

Поліцентрична конструкція забезпечує підвищену безпеку в фазі опори і геометричне вкорочення в фазі переносу, збільшуючи відстань до опорної поверхні при проносах протеза над землею, що підвищує довіру пацієнта до протеза в цілому.



Рис.1.6.10 Модуль колінний пневматичний 6Н 23 [21]

Показання

- Рівень активності M2-M3

Технічні характеристики

- Артикул: 6H 23
- Маса пацієнта, не більше, кг : 100
- Максимальний кут згинання, град: 150
- Матеріал: Алюмінієвий сплав
- Маса, г: 780

Колінний модуль Kenevo [22]

Переваги:

- Забезпечує високий рівень безпеки і зберігає рівновагу.
- Не потрібне ручне розблокування; обидві руки залишаються вільними для виконання підтримки за допомогою підлокітників або допоміжних засобів для ходьби.
- Знімає навантаження з протилежного боку, навантаження переноситься на обидві ноги.
- Колінний модуль злегка амортизується під час сидіння в напрямку згинання.



Рис.1.6.11 Колінний модуль Kenevo [22]

Артикул: 3C60

Проксимальному з'єднання: юстувальна пірамідка

Конектор: з гвинтовою кришкою

Дистальне з'єднання: затискну хомут

Вага без несучого модуля: 915 г

Висота проксимальної системи до контрольної точки вирівнювання: 5 мм

Мінімальна висота дистальної системи з несучим модулем 2R17: 270 мм

Максимальна висота дистальної системи з несучим модулем 2R17: 490 мм

Кут згинання коліна: 124 °

Матеріал рами: Карбон















Захист від вологи / ступінь захисту IP22 (захист від крапель води)

Рівень активності; 1, 2

Максимальна вага користувача: 125 кг

Табл. 1.6.1

Фази руху людини

| | Режим А | Режим В/В+ | Режим С |
|--------------------------------|-------------------------------------------------------------------------------------|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|---------------------------------------------------------------------------------------|
| Фаза опоры |  |  или сгибание 10° | высокая амортизация |
| Фаза переноса |  |  |  |
| Защита при спотыкании плюс |  |  |  |
| Интуитивная функция опоры |  |  |  |
| Присаживание с поддержкой | |  (все режимы) | |
| Вставание с поддержкой | |  (все режимы) | |
| Функция для инвалидной коляски | |  (опционально для всех режимов) | |

Kenevo підходить пацієнтам:

- які можуть досягати при ходьбі швидкості до 3 км / год (без управління фазою

перенесення);

- яким необхідний значний рівень безпеки при ходьбі і стоянні;
- яким необхідний високий рівень підтримки при присадці і вставанні.

Висновки

Розглянуті вище демпфери підходять для активних користувачів. Пневматичні та гідравлічні демпфери важать в межах 1000 г, і мають розміри порівнювальні з справжнім колінним суглобом. Основною проблемою в них є те, що налаштування ступені демпфування виконується вручну.

Спроби забезпечити гідравлічний демпфер автоналаштуванням не менше призведуть до збільшення габаритів та маси демпфера, що зробить неможливим використання протезу, який міститиме його.

Конструкція магнітореологічного демпфера майже не відрізняється від стандартного гідравлічного, але замість масла він наповнений феромагнітною рідиною, яка під впливом магнітного поля, що генерується електромагнітами здатна змінювати в'язкість, а отже і змінювати сили демпфування.

Демпфер в силу своєї конструкції змінює ступінь демпфірування автоматично, і на відміну від гідравлічного демпфера не потребує участі користувача або ортопеда-техніка для зміни налаштувань. Даний колінний модуль призначений для користувачів з рекомендованим рівнем рухової активності 3 - 4.

1.7 Магнітореологічний демпфер як частина протезу колінного суглобу

1.7.1 Феромагнітна рідина в якості робочої рідини демпфера.

Магнітна рідина реагує на магнітне поле. Це колоїдний розчин дрібних частинок магнітного матеріалу, тобто стійка та не опадаюча в осад з плином часу суміш твердих речовин та рідини. Найчастіше ці магнітні частинки є магнетитом Fe_3O_4 або феритом. Розміри таких частинок коливаються в межах від 5 нм до 10 мкм [6]. Для запобігання злипанню частинок використовують поверхнево-активні речовини (ПАВ). Молекули ПАВ ізолюють частинки магнетиту, не даючи їм з'єднуватися в крупні елементи, здатних до осідання на дні посудини. В ролі базової рідини (основи) можуть використовуватися вода, керосин, технічні масла та різноманітні типи органічних рідин, вибір обумовлюється

потрібним набором фізичних властивостей, таких як в'язкість, густина, теплопровідність, термостійкість та інше.

Знаходячись в магнітному полі, магнітна рідина набуває магнітного моменту, на кшталт моменту твердих феромагнетиків.

Існують два види такої рідини:

- Магнітореологічна рідина
- Феромагнітна рідина

Різниця між ними полягає в розмірі магнітних частинок, що входять до її складу. Частинки в феромагнітній рідині нанометрових розмірів, що знаходяться у зваженому стані внаслідок броунівського руху та не осідають за нормальних умов.

Частинки в магнітореологічній рідині загалом мікрометрового розміру, отже на 1-3 порядки більші, ніж частинки феромагнітної рідини. Вони надто важкі для того, щоб броунівський рух підтримував їх.

Звідси впливає ще одна суттєва відмінність – в магнітореологічній рідині магнітні частинки з часом випадають в осад внаслідок різниці в густині частинок та несучої рідини (основи). Як наслідок, у цих двох типах рідин різні області застосування.

Незважаючи на назву, феромагнітні рідини не виявляють феромагнітних властивостей, оскільки не зберігають залишкової намагніченості після зникнення зовнішнього магнітного поля. Феромагнітні рідини є парамагнетиками, і їх ще називають супермагнетиками внаслідок високої магнітної сприйнятливості.

Пружні, гідравлічні, пневматичні, магнітні демпфери працюють, як правило, в пасивному режимі. Для розробки таких пристроїв, а також для вибору оптимальних режимів регулювання параметрів активного демпфірування і мікропозиціонування необхідні більш точні фізичні моделі поведінки МР-рідин і МР-еластомерів.

Розглянемо поведінку МР-рідини в робочому щілинному зазорі з гладкими стінками при поздовжньому зсуві однієї стінки щодо іншої. Припустимо, що в робочому зазорі під дією зовнішнього магнітного поля з індукцією B утворена кластерна мембрана і витрата Q робочого середовища дорівнює нулю. замикаючих несучу рідина, яка утримується між цими ланцюжками в результаті дії капілярних сил на межі частинка-несуча рідина.

Оцінимо жорсткість пружної кластерної мембрани. Припустимо, що під дією зовнішньої сили F нижня стінка зазору зміщується щодо верхньої на X ,

при цьому зрушення дорівнює:

$$\gamma = \frac{x}{h}.$$

Сила магнітного зчеплення F_N між сусідніми шарами частинок дисперсної фази визначається за формулою Максвелла:

$$F_N = \frac{9.81 \cdot 10^{12} \cdot B \cdot 2S_{\text{сл}} \cdot \varphi_V}{5000}$$

де φ_V - коефіцієнт об'ємної концентрації частинок; $S_{\text{сл}}$ - площа перетину робочого зазору, перпендикулярна магнітному потоку. При зсуві шарів робочої рідини виникає дотична сила F_τ (Рис.1.7.1.1), що протидіє зовнішній силі F і дорівнює:

$$F_\tau = F_N \operatorname{tg} \alpha = \frac{KB^2 S_{\text{сл}} \varphi_V X}{h}$$

З іншого боку, F_τ є пружною силою і відповідно до закону Гука визначається як $F_\tau = kX$. Таким чином, коефіцієнт жорсткості пружної кластерної мембрани можна записати:

$$k = \frac{KB^2 S_{\text{сл}} \varphi_V}{h} = 9.81 \cdot 10^{12} \left(\frac{B}{5000} \right)^2 \cdot \frac{S_{\text{сл}} \varphi_V}{h}$$

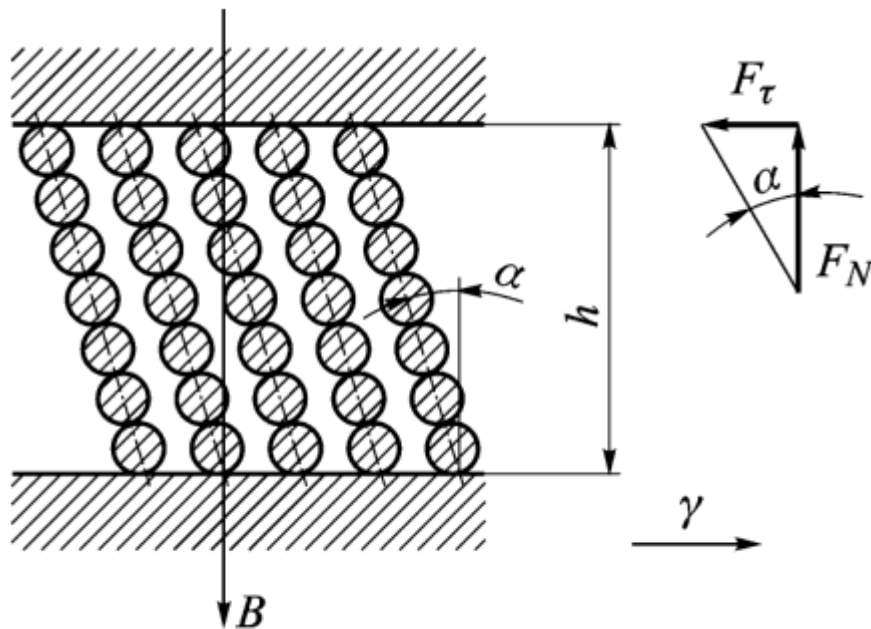


Рис. 1.7.1.1 Схема утворення кластерної мембрани

B - магнітна індукція; γ - зсув нижньої стінки зазору; F_τ , F_N - дотична сила і сила магнітного зчеплення між шарами частинок дисперсної фази

Під кластерною мембраною будемо розуміти об'єднання в пружну систему ланцюжків однорідних сферичних частинок дисперсної фази.

Використання магнітореологічного ефекту дозволяє регулювати коефіцієнт жорсткості k пружною кластерною мембраною за рахунок зміни магнітної індукції B і, відповідно, частотні і точностні характеристики пристроїв активного демпфірування і мікропозиціювання. Якщо зовнішня сила F перевищить силу статичного тертя, яка визначається пружною силою F_t , відбудеться руйнування ланцюжків кластерної мембрани на окремі складові ланки меншої довжини.

При такому здвиговому русі ланки ланцюжки частинок рухаються разом з рідиною - носієм, утримуючись від перекидання потоком завдяки орієнтованому дії магнітного поля (Рис. 1.7.1.2).

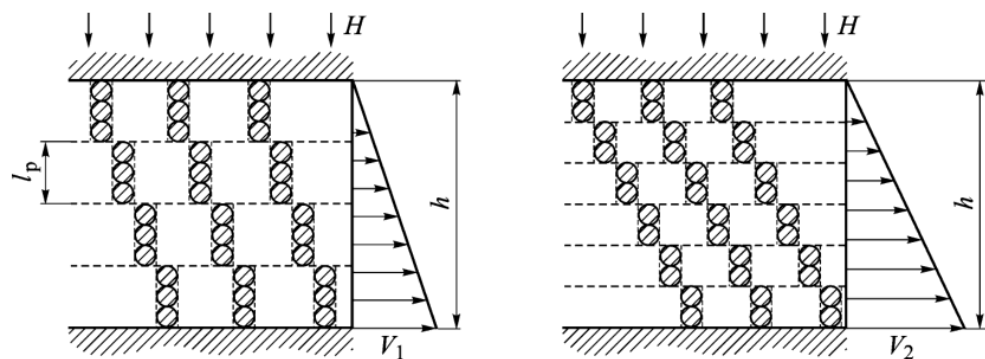


Рис. 1.7.1.2 Поведінка МР-рідини при зсуві стінки щілинного зазору: H - напруженість магнітного поля; $V_{1,2}$ - швидкості переміщення нижньої стінки зазору; l_p - об'єм ланок частинок дисперсної фази.

При цьому буде досягнутий певний рівноважний обсяг ланок l_p по довжині зазору h , при якому сдвигове зусилля F_{sd} дорівнюватиме силі зчеплення частинок в стовпчику.

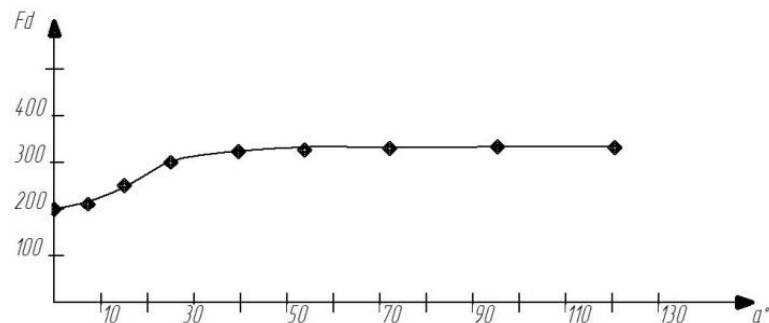


Рис. 1.7.1.3 Закон керування магнітореологічним демпфером

Під впливом сдвигової сили $F_{\text{сд}}$ ланцюжки частинок будуть руйнуватися, якщо ця сила перевищить силу зчеплення частинок. В цьому випадку відбудеться релаксація напружень, створених диполь-дипольними взаємодіями в ланках ланцюжка. При подальшому збільшенні сдвигової сили в кінцевому підсумку може наступити момент, коли ланки ланцюжків зруйнуються до окремих частинок. При зворотному співвідношенні сил $F_{\text{сд}}$ і $F_{\text{сч}}$ довжина ланцюжків буде збільшуватися за рахунок триваючої спрямованої магнітної коагуляції - утворення і зростання ланок, тобто відбудеться структурування реологічного середовища.

Висновки

Магнітна рідина реагує на магнітне поле. Знаходячись в магнітному полі, магнітна рідина набуває магнітного моменту, на кшталт моменту твердих феромагнетиків.

Існують два види такої рідини:

- Магнітореологічна рідина
- Феромагнітна рідина

Різниця між ними полягає в розмірі магнітних частинок, що входять до її складу. Частинки в феромагнітній рідині нанометрових розмірів, що знаходяться у зваженому стані внаслідок броунівського руху та не осідають за нормальних умов.

Частинки в магнітореологічній рідині загалом мікрометрового розміру, отже на 1-3 порядки більші, ніж частинки феромагнітної рідини. Вони надто важкі для того, щоб броунівський рух підтримував їх, і вони опадають в осад.

Магнітна рідина застосовується в новітніх демпферах, що є частинами протезів колінного суглобу. Такий вибір позитивно впливає на швидкодію, дозволяє керувати ступенем амортизації та допомагає знизити вагу такого протезу.

Слід пам'ятати, що необхідно обмежувати однократний керуючий вплив на магнітну рідину до 2 хв., для запобігання суттєвого впливу електричного опору магнітної рідини, адже після 5 хв. від подачі струму виникає падіння опору.

Використання магнітореологічного ефекту дозволяє регулювати коефіцієнт жорсткості k пружною кластерною мембраною за рахунок зміни магнітної індукції B і, відповідно, частотні і точностні характеристики пристроїв активного демпфірування і мікропозиціонування. Якщо зовнішня сила F перевищить силу статичного тертя, яка визначається пружною силою $F_{\text{т}}$, відбудеться руйнування ланцюжків кластерної мембрани на окремі складові ланки меншої довжини.

1.8 Проблематика МРР та шляхи її вирішення

Недоліком відомих магнітореологічних рідин є те, що вони володіють лише обмеженим профілем властивостей для конкретної області їх використання.

Більшість відомих магнітореологічних рідин лишаються стабільними (тобто експлуатаційно-технічні властивості не погіршуються внаслідок температурного впливу) протягом тривалого періоду часу лише при температурі до 100 °С, в той час як при температурах вищих, до 150 °С достатньої стабільності не існує. Змінюються реологічні властивості, такі як текучість, як з впливом магнітного поля, так і без нього. Після тривалого температурного впливу зразки не мають виявляти нестабільності та або негомогенності, такої як агломерація або посилена седиментація, з утворенням твердих осадів.

Деякі магнітореологічні рідини мають такий склад, що вже при температурі близько -30 °С без прикладення магнітного поля стають високов'язкими, аморфно затвердівають або кристалізуються.

Слід пам'ятати, що необхідно обмежувати однократний керуючий вплив на магнітну рідину до 2 хв., для запобігання суттєвого впливу електричного опору магнітної рідини, адже після 5 хв. від подачі струму виникає падіння опору.

Однією з проблем магнітної рідини є те, що при подачі струму протягом 5 хвилин на обмотку котушки навколо каналу з магнітною рідиною виникає падіння опору. Це відбувається внаслідок зростання впливу електричного опору магнітної рідини.

Для подолання цієї проблеми запропоновано обмежувати керуючий вплив на магнітну рідину, здійснюючи подачу струму не постійно, а з певною частотою.

У розділі було розглянуто низку різноманітних прикладів з протезування нижніх кінцівок людини.

Наявність модуля значно розширює функціональні можливості протеза - людина може займатися швидкою ходьбою, спускатися або підніматися по сходах, йти по пересіченій місцевості. Сучасний модуль має невеликі гідравлічні тяги з електронним управлінням. Це дозволяє досягти максимальної пружності і плавності рухів у ньому.

На сьогоднішній день перед розробниками протезів стоять такі основні задачі:

- зниження ваги протезу
- здатність до роботи в різноманітних погодних умовах
- стійкість до корозії
- функціональність
- автономність

Для забезпечення даних вимог вирішено використовувати гідравлічний демпфер, робочою рідиною в якому виступатиме феромагнітна рідина. Дане рішення дозволяє демпферу змінювати свої характеристики за заданим законом або в залежності від зовнішніх умов експлуатації. Таким чином в'язкість феромагнітної рідини можна змінювати в десятки разів.

Ця властивість демпфера забезпечується застосуванням феромагнітних рідин, що здатні змінювати свої характеристики під впливом магнітного поля. Керування таким демпфером відбувається шляхом створення магнітного поля заданої напруженості навколо каналу з феромагнітною рідиною. Тому запропоновано модернізувати існуючий гідравлічний демпфер за рахунок застосування дросельного каналу з феромагнітною рідиною, що значно покращить робочу характеристику та максимально відтворить реалістичність ходи людини.

РОЗДІЛ 2

Дослідження характеристик магнітореологічного демпфера колінного суглоба

Моделювання роботи МРД в програмному середовищі SOLIDWORKS

Для дослідження зміни витрати в магнітореологічному дроселі було вирішено використовувати програмне середовище SOLIDWORKS. На рисунку показано спрощений вигляд поршня діаметром 50 мм, та гільзи. Зазор між ними – 0,5 мм. Це і є шлях перетікання магнітної рідини з однієї частини циліндра в іншу (рис. 2.1.1).

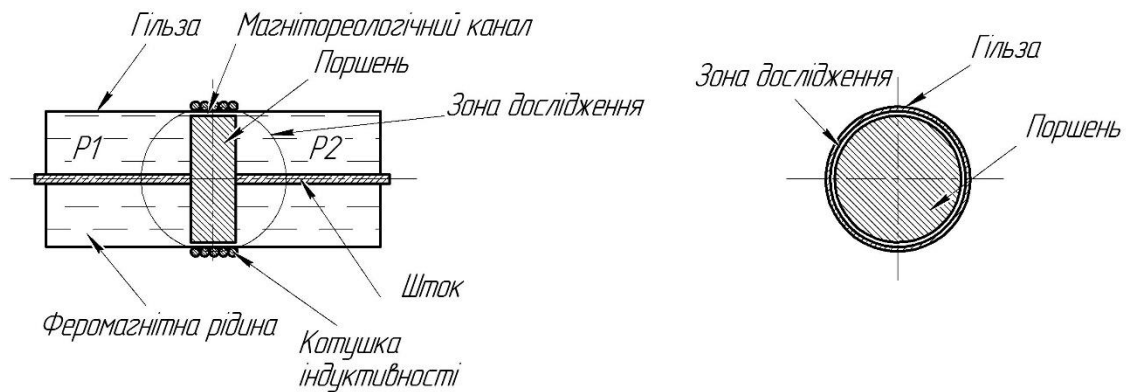


Рис. 2.1.1 Схема зони дослідження

Магнітна рідина проходить канал під тиском близько $3,5 \text{ кгс/см}^2$, що еквівалентно тиску, створюваному людиною вагою в 70 кг на демпфер в колінному модулі протезу.

Дане програмне середовище не дає змоги дослідити перетікання саме магнітної рідини.

Однак, було знайдено метод провести таке моделювання саме в ньому. Він заключається в тому, що при впливі магнітного поля на магнітну рідину змінюється витрата. Це еквівалентно зміні прохідного перерізу, та водночас зміні перепадів тиску в камерах демпфера.

Таким чином можна встановити залежність витрати від перепадів тиску. Отримати графіки залежності, і провести аналогію з рухом магнітної рідини в демпфері, та встановити коефіцієнт параметризації.

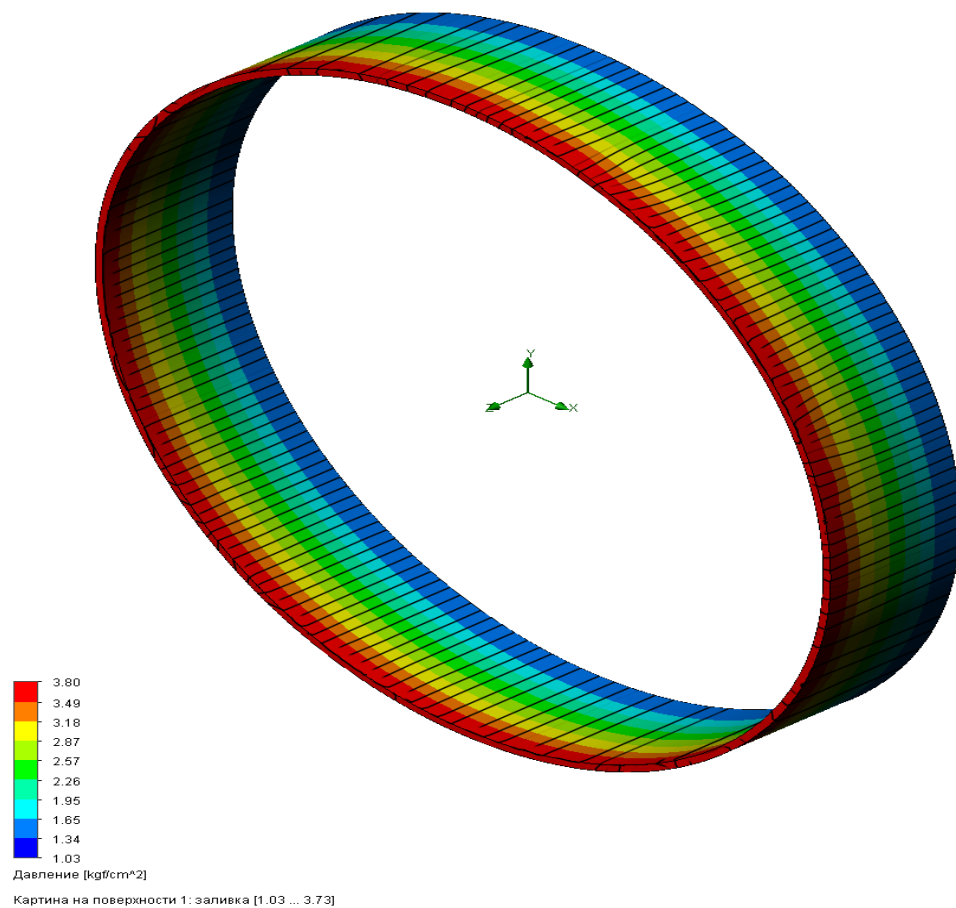


Рис. 2.1.2 Розподіл тисків в прохідному перерізі, перепад P (кгс/см²) 3,5-1

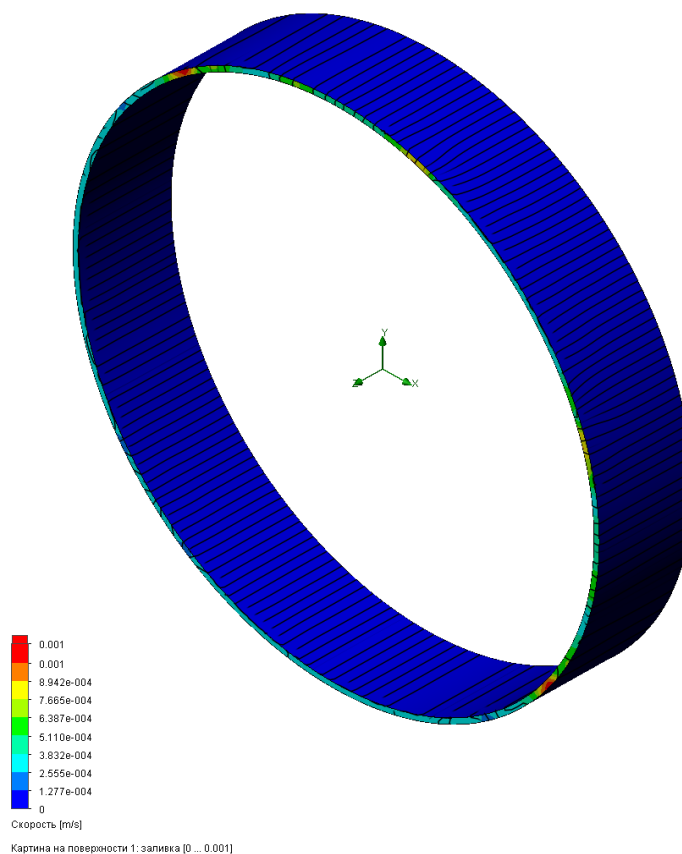


Рис. 2.1.3 Розподіл швидкостей по прохідному перерізі, перепад P (кгс/см²) 3,5-1

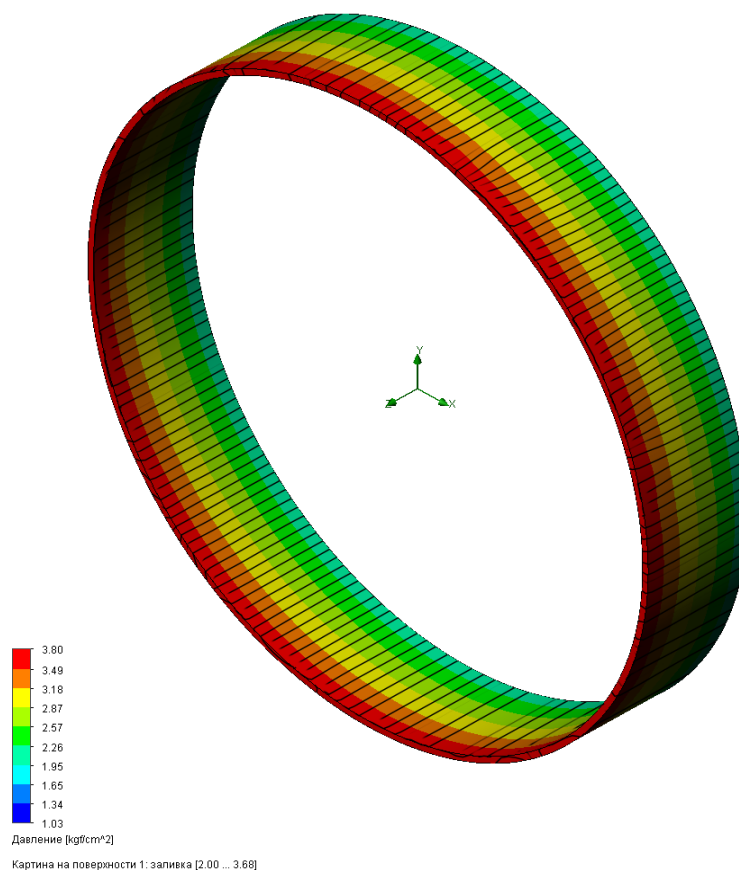


Рис. 2.1.4 Розподіл тисків в прохідному перерізі, перепад P (кгс/см²) 3,5-2

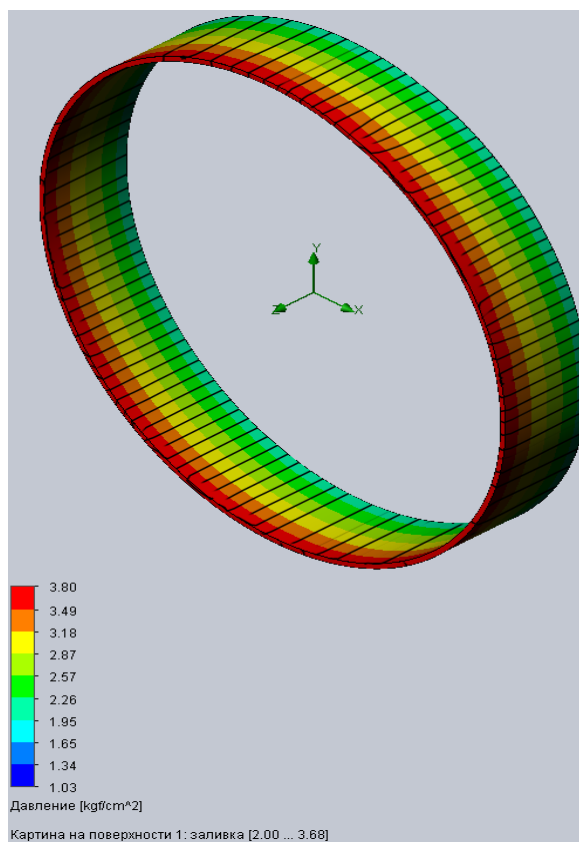


Рис. 2.1.5 Розподіл тисків в прохідному перерізі, перепад P (кгс/см²) 3,5-2

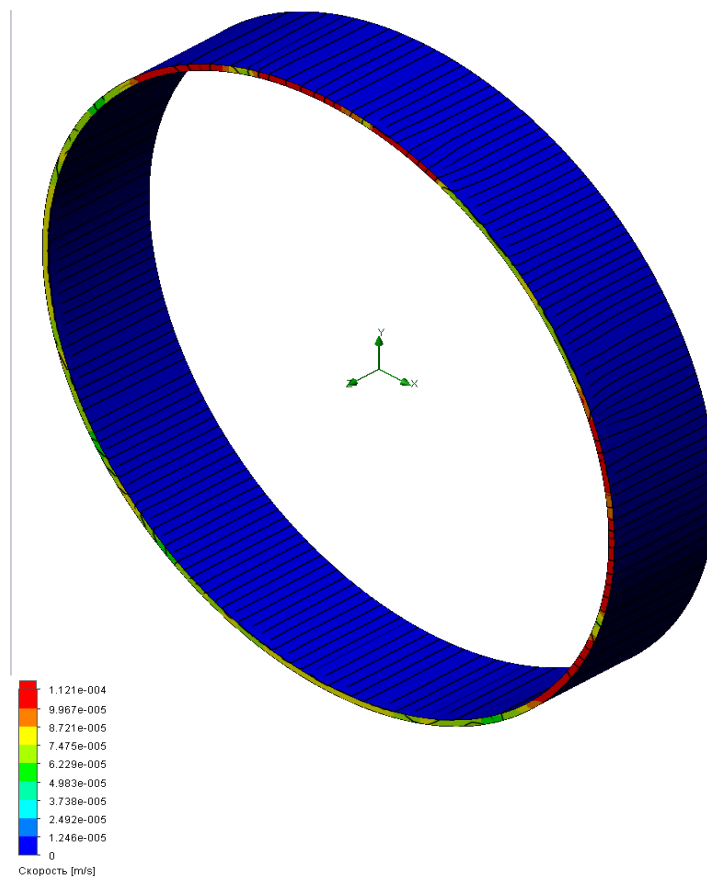


Рис. 2.1.6 Розподіл швидкостей в прохідному перерізі, перепад P (кгс/см²) 3,5-3

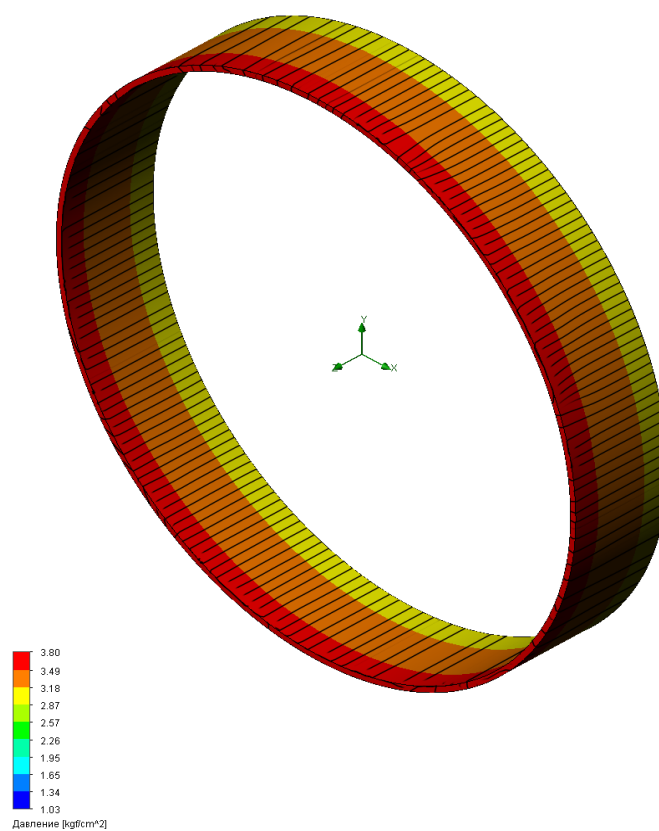


Рис. 2.1.7 Розподіл тисків в прохідному перерізі, перепад P (кгс/см²) 3,5-3

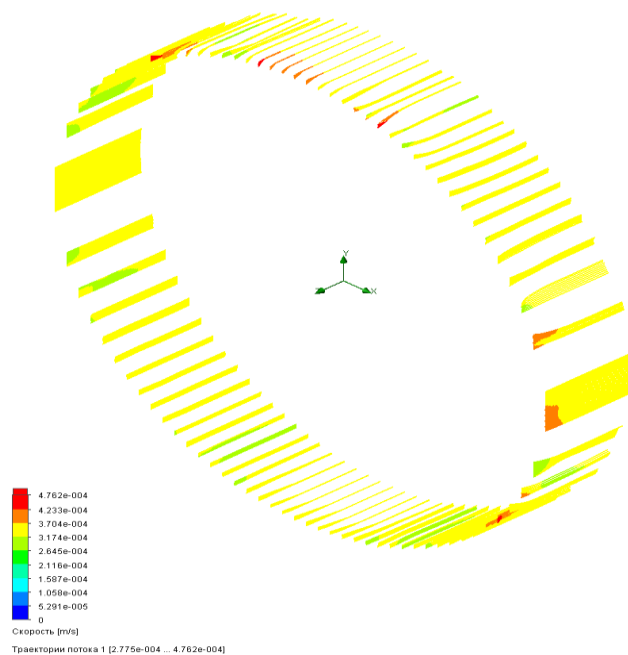


Рис. 2.1.8 Розподіл швидкостей в прохідному перерізі, перепад P (кгс/см²) 3,5-1

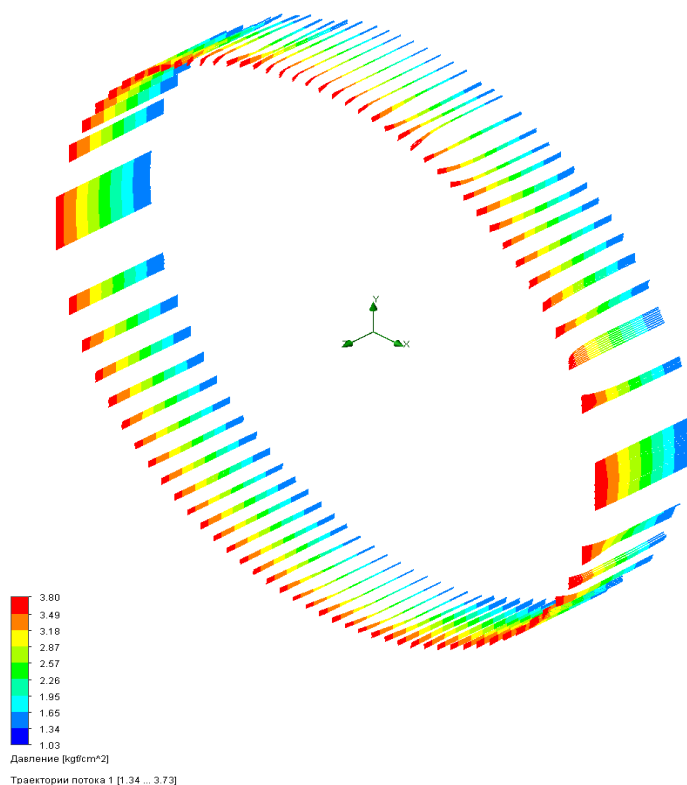


Рис. 2.1.9 Розподіл тисків в прохідному перерізі, перепад P (кгс/см²) 3,5-1

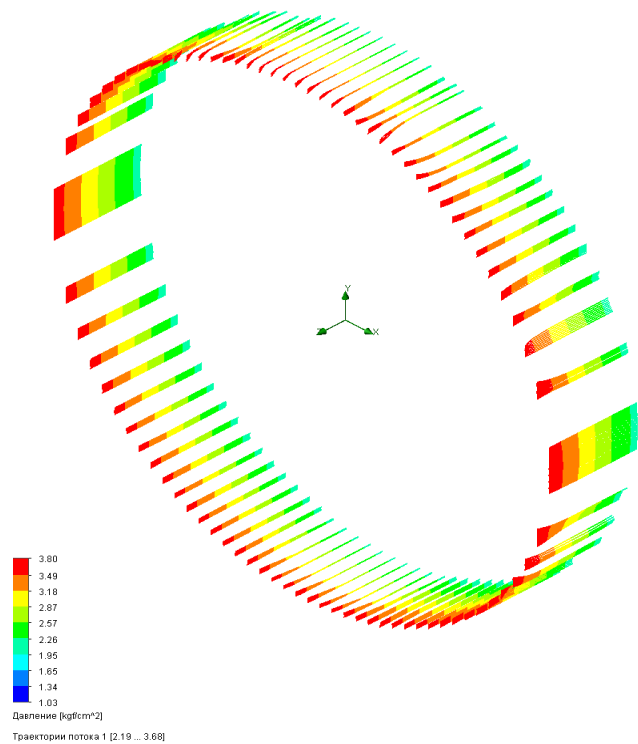


Рис. 2.1.10 Розподіл тисків в прохідному перерізі, перепад Р (кгс/см²) 3,5-2

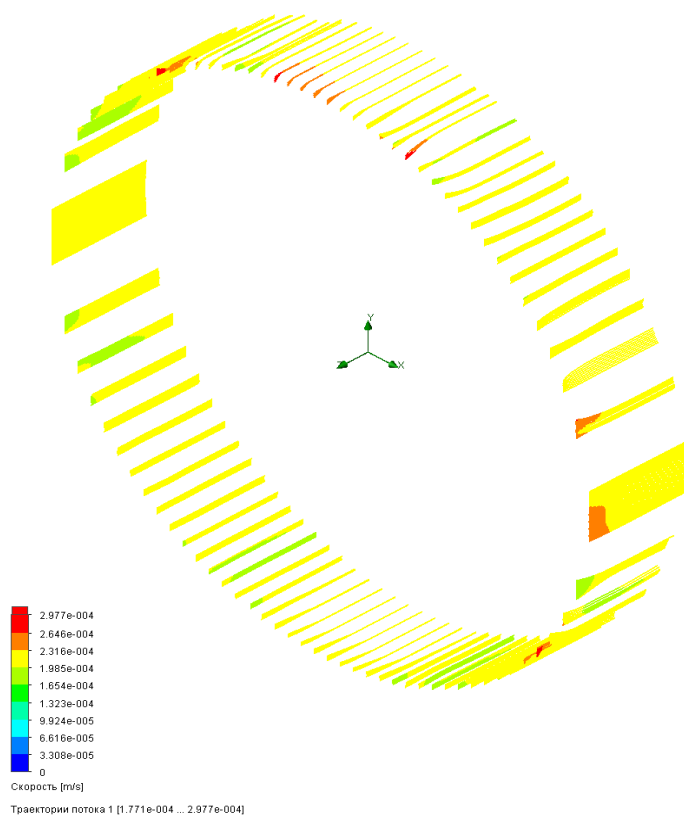


Рис. 2.1.11 Розподіл швидкостей в прохідному перерізі, перепад Р (кгс/см²) 3,5-2

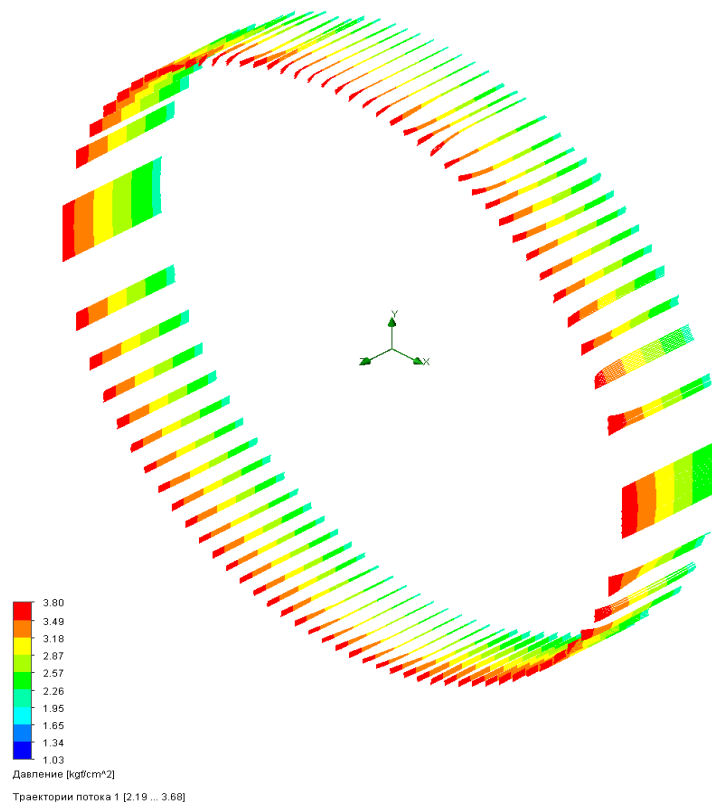


Рис. 2.1.12 Розподіл тисків в прохідному перерізі, перепад P (кгс/см²) 3,5-2

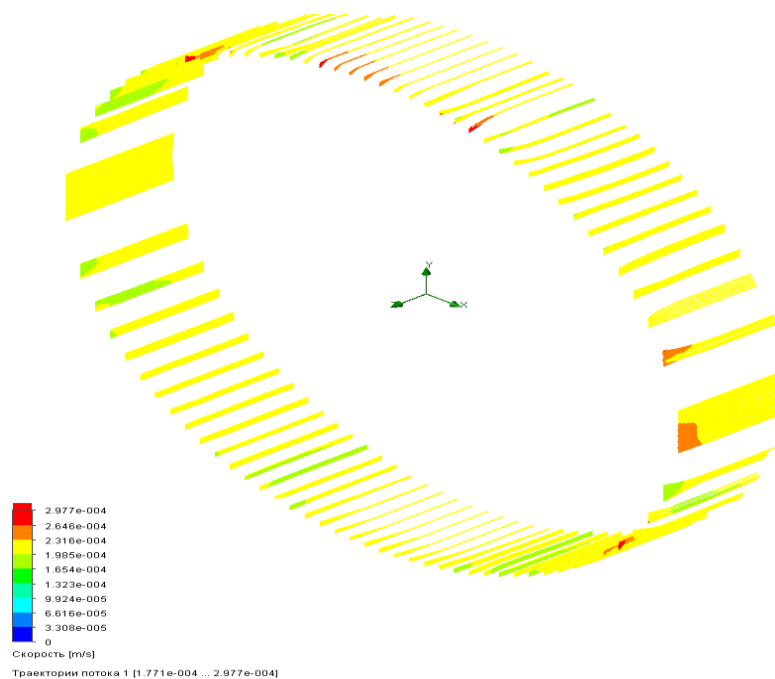


Рис. 2.1.13 Розподіл швидкостей в прохідному перерізі, перепад P (кгс/см²) 3,5-2

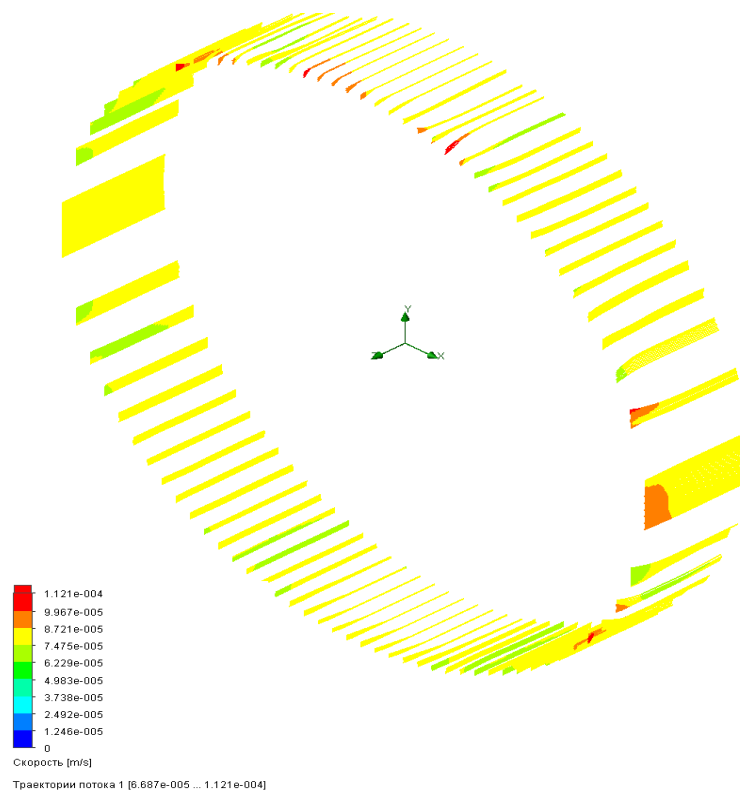


Рис. 2.1.14 Розподіл швидкостей в прохідному перерізі, перепад P (кгс/см²) 3,5-3

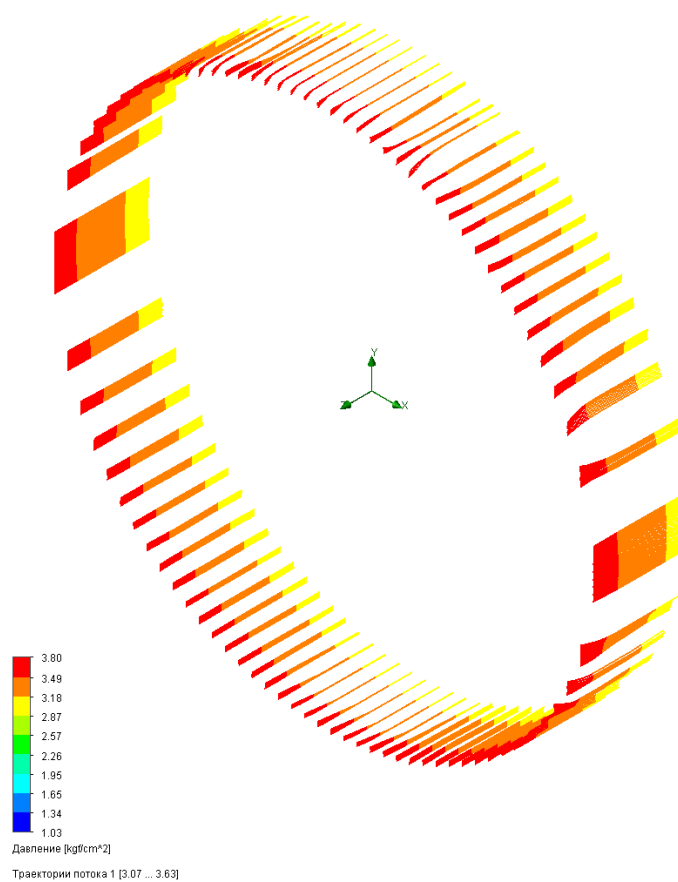


Рис. 2.1.15 Розподіл тисків в прохідному перерізі, перепад P (кгс/см²) 3,5-3

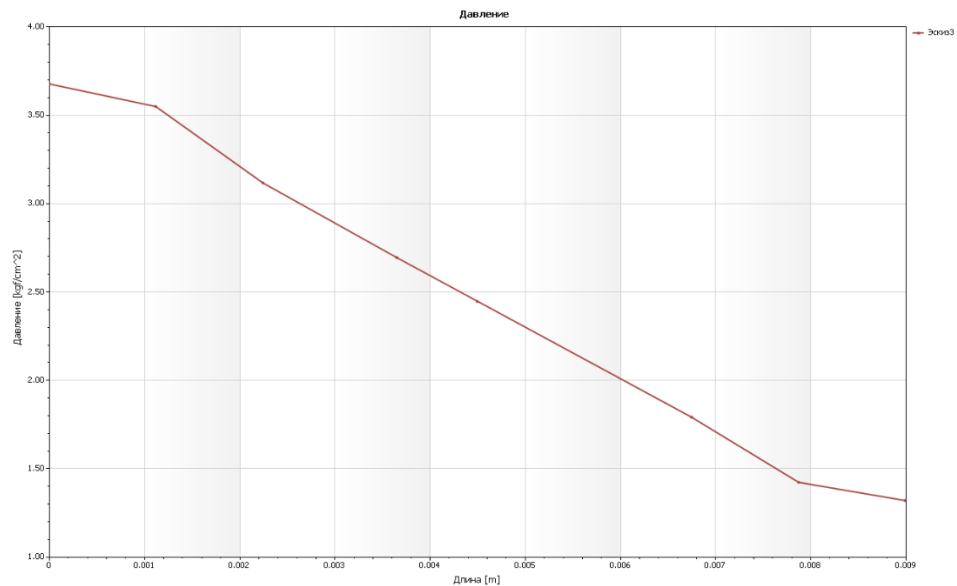


Рис. 2.1.16 Залежність тиску по довжині, перепад Р (кгс/см²) 3,5-1

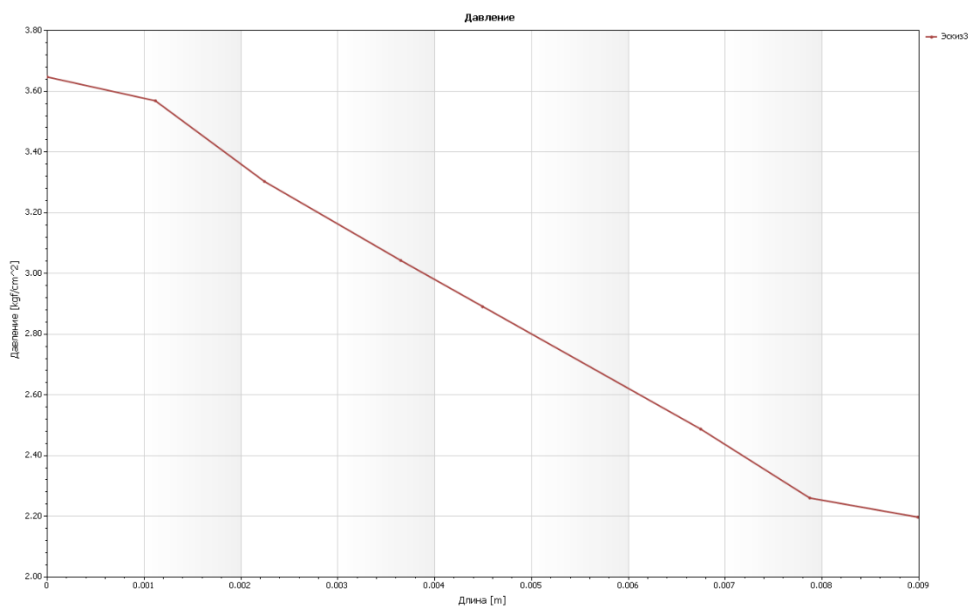


Рис. 2.1.17 Залежність тиску по довжині, перепад Р (кгс/см²) 3,5-2

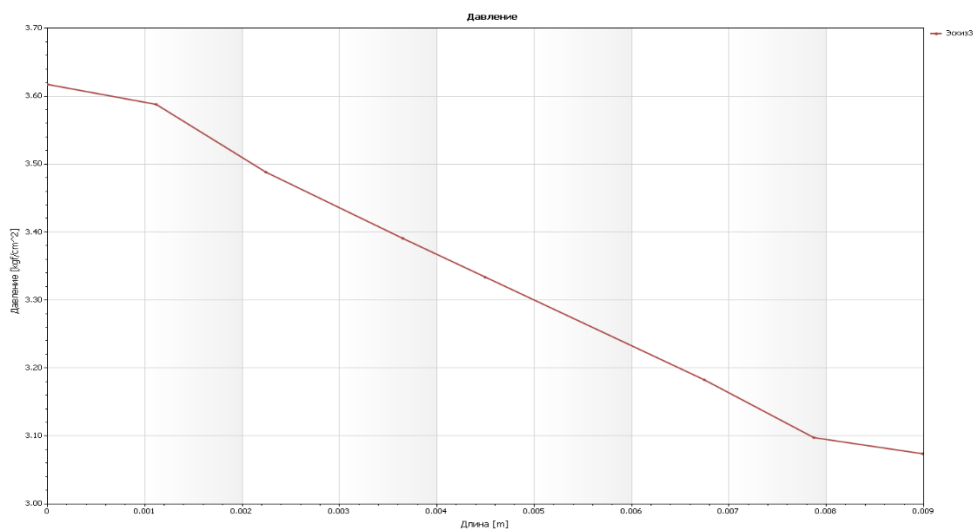


Рис. 2.1.18 Залежність тиску по довжині, перепад Р (кгс/см²) 3,5-3

2.2 Моделювання роботи дросельного магнітореологічного каналу

Постановка задачі математичного моделювання дросельного магнітореологічного каналу

Метою моделювання є дослідження ступеня впливу зміни площі поперечного перерізу та в'язкості на витрату та тиск в дросельному каналі.

Моделювання дросельного каналу передбачає розгляд питань, характеристик каналу, а також побудову його математичної моделі.

Під дією магнітного поля в феромагнітній рідині змінюється в'язкість, що в свою чергу еквівалентно зміні площі поперечного перерізу.

Змінюючи в моделі показники в'язкості та площу поперечного перерізу, можна побудувати залежності зміни витрати та тиску від цих параметрів.

Завданням є розробка для дослідження експлуатаційних характеристик дросельного магнітореологічного каналу, постановка і проведення обчислювальних експериментів.

Припущення

- вхідне обурення направлене по осі демпфера
- бокові навантаження відсутні
- сила сухого тертя незначна
- режим руху рідини в демпфері турбулентний або ламінарний
- вхідне обурення переміщення має гармонічний характер

Побудова моделі в середовищі Simulink

Розроблено схему будови математичної моделі магнітореологічного дросельного каналу без впливу температури на робочу рідину в каналі. Вхідний сигнал в моделі створює гідростатичний тиск в магнітореологічному дросельному каналі. В свою чергу створення гідростатичного тиску перетворюється в теплову енергію, завдяки дроселю, і створює опір вхідному сигналу.

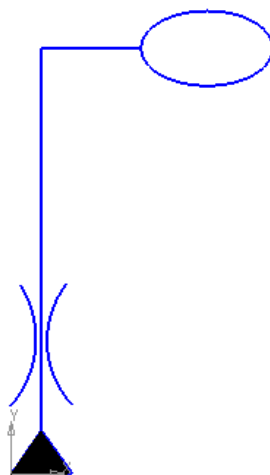


Рис.2.2.1 Схема досліджуваного дросельного каналу

Для побудови математичної моделі використаємо математичний опис її елементів.

Запишемо рівняння для побудови математичної моделі демпфера:

$$\begin{cases} p_1 = p_2 \\ q_1 = q_2 \\ q_{2.1} = \mu_f \sqrt{\frac{2\Delta p}{\rho}} \\ q_{2.1} = q_{3.1} \\ p_{2.1} = p_{3.1} \\ \frac{dp_{3.1}}{dt} = \frac{E q_{2.1}}{V} \end{cases}$$

Побудова моделі в середовищі «Simulink».

Отримавши систему рівнянь можна побудувати математичну модель роботи дросельного каналу

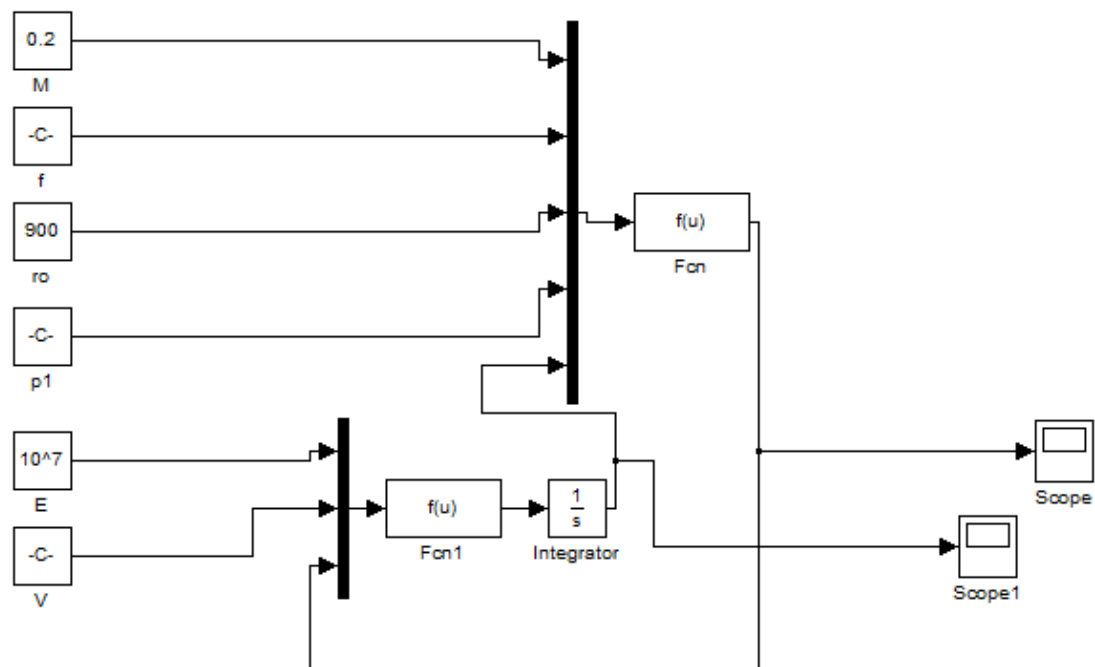


Рис.2.2.2 Математична модель дросельного каналу

Умовно математичну модель можна розділити на три блоки:

1. Початкові параметри, які задані: обурюючий сигнал та блок параметрів дросельного каналу
2. Розрахунковий блок
3. Інформаційний блок, що відображує роботу магнітореологічного дросельного каналу

Дослідження впливу площі поперечного перерізу дроселя та коефіцієнта витрати на тиск та витрату

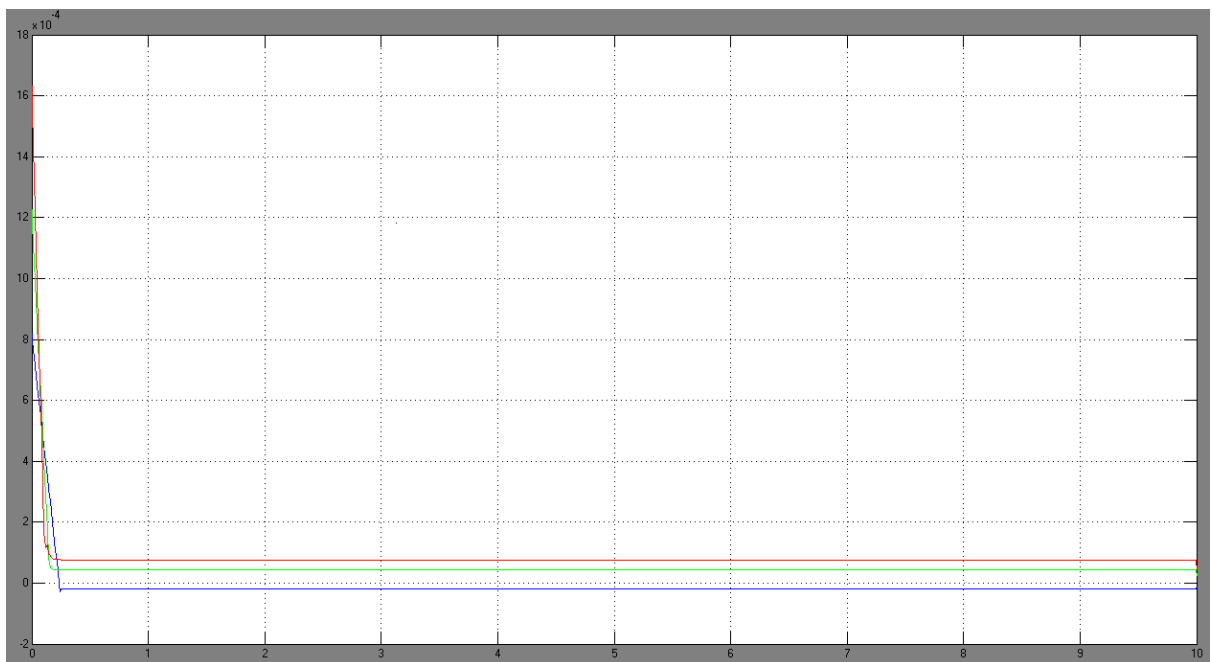


Рис.2.2.3 Імітація залежності витрати від часу при змінному значенні в'язкості

$\mu=0.2$ (червона лінія), 0.3 (зелена лінія), 0.4 (синя лінія) $f=0.00005 \text{ м}^2$

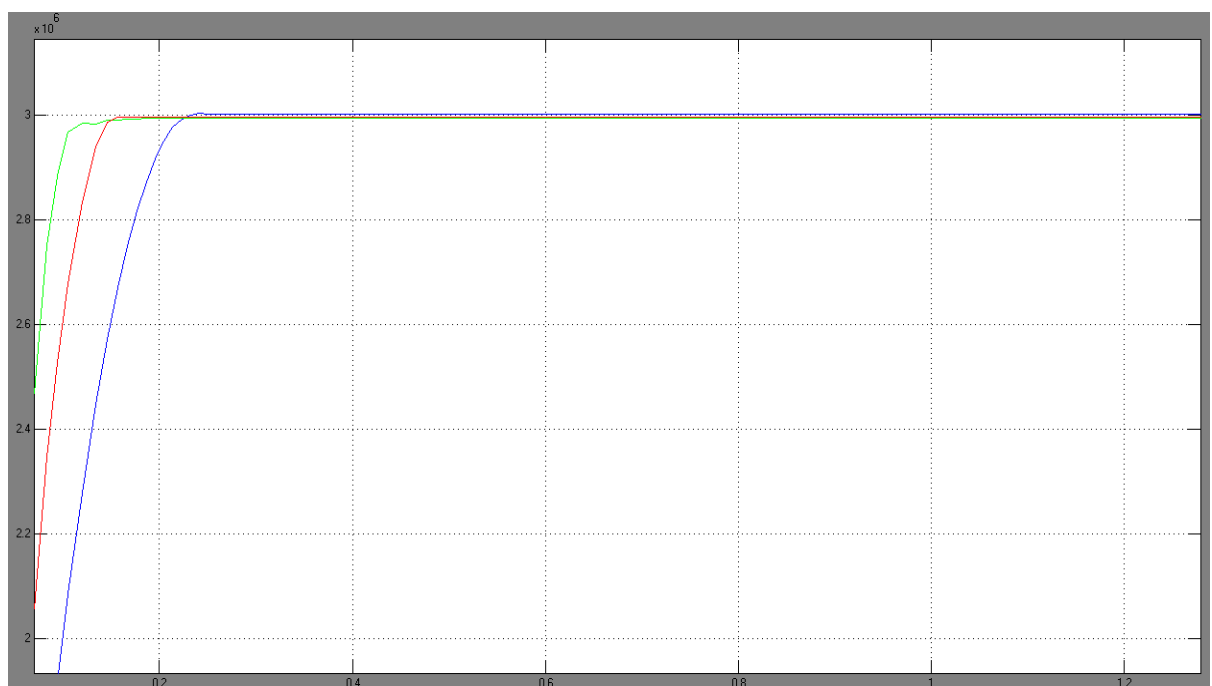


Рис.2.2.4 Імітація залежності тиску від часу при змінному значенні в'язкості

$\mu=0.2$ (червона лінія), 0.3 (зелена лінія), 0.4 (синя лінія) $f=0.00005 \text{ м}^2$

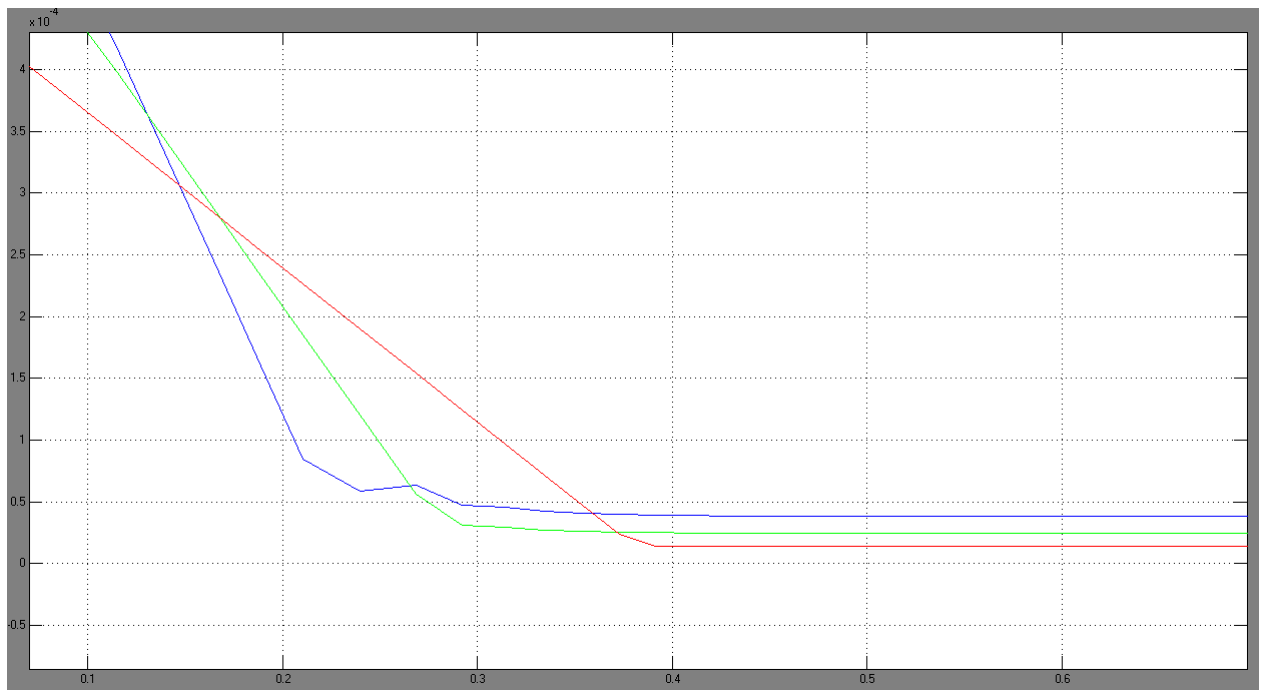


Рис.2.2.5 Імітація залежності витрати від часу при змінному значенні поперечного перерізу

$\mu=0.2$, $f=0.00005 \text{ м}^2$ (синя лінія), 0.00004 м^2 (зелена лінія), 0.00003 м^2 (червона лінія)

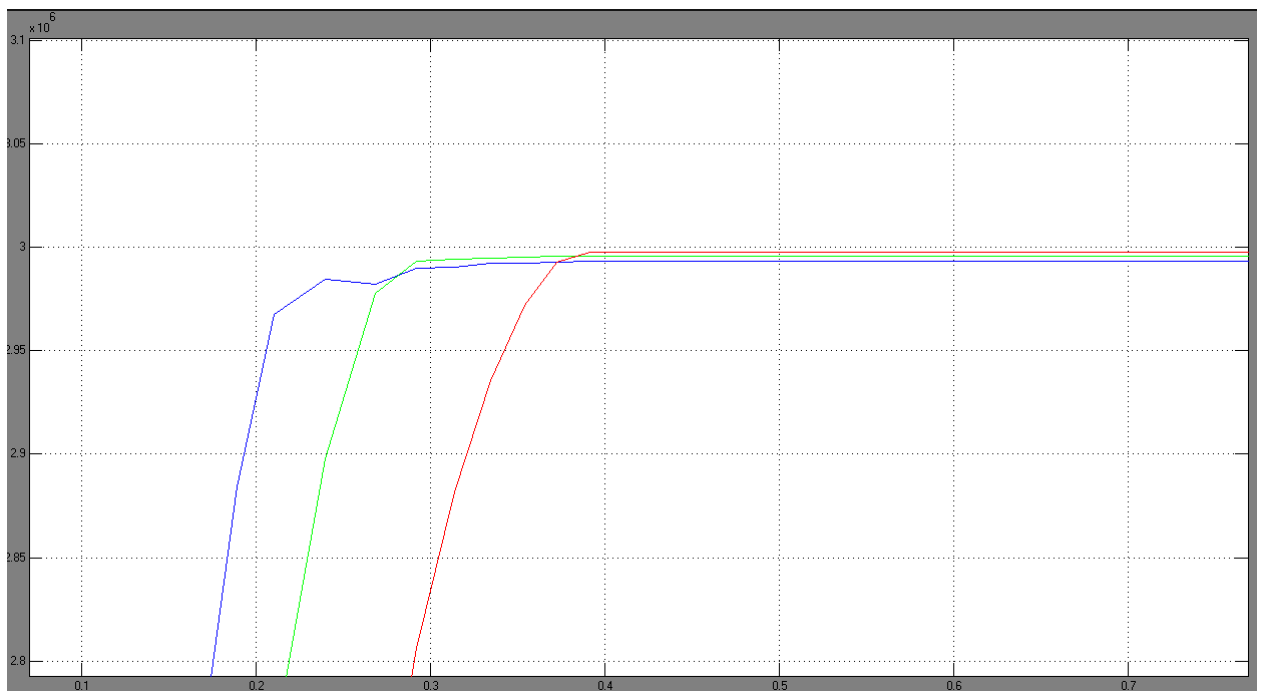


Рис.2.2.6 Імітація залежності тиску від часу при змінному значенні поперечного перерізу

$\mu=0.2$, $f=0.00005 \text{ м}^2$ (синя лінія), 0.00004 м^2 (зелена лінія), 0.00003 м^2 (червона лінія)

Дослідження показали, що в залежності від коефіцієнту витрати та площі поперечного перерізу дроселя змінюються значення тиску та витрати.

Моделювання роботи магнітореологічного демпфера

Постановка задачі математичного моделювання гідравлічного амортизатора

Метою моделювання є дослідження ступеня впливу зміни площі поперечного перерізу та в'язкості на витрату та тиск в демпфері

Моделювання магнітореологічного демпфера передбачає розгляд питань, характеристик демпфера, а також побудову його математичної моделі.

Під дією магнітного поля в феромагнітній рідині змінюється в'язкість, що в свою чергу еквівалентно зміні площі поперечного перерізу.

Змінюючи в моделі показники в'язкості та площу поперечного перерізу, можна побудувати залежності зміни витрати та тиску від цих параметрів.

Завданням є розробка для дослідження експлуатаційних характеристик демпфера, постановка і проведення обчислювальних експериментів.

Припущення

- вхідне обурення направлене по осі демпфера
- бокові навантаження відсутні
- сила сухого тертя незначна
- режим руху рідини в демпфері турбулентний або ламінарний
- вхідне обурення переміщення має гармонічний характер

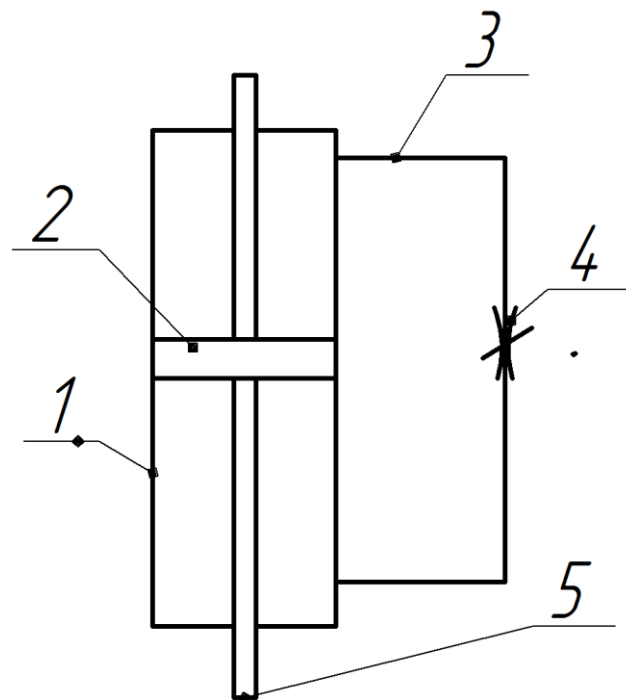


Рис. 2.2.7 Схема демпфера

Схема і опис її роботи. Схемне рішення, покладене в основі демпфера, містить ємність заповнену рідиною 1 і розділену рухомих елементом 2 на дві порожнини, які, в свою чергу, сполучені одна з одною каналом, що утворений різністю діаметрів поршня та гільзи. Також на схемі присутній дросель 3.

Побудова моделі в середовищі Simulink

Розроблено схему будови математичної моделі магнітореологічного демпфера без впливу температури на робочу рідину амортизатора. Вхідний сигнал в моделі створює гідростатичний тиск в камерах демпфера. В свою чергу створення гідростатичного тиску перетворюється в теплову енергію, завдяки дроселю, і створює опір вхідному сигналу.

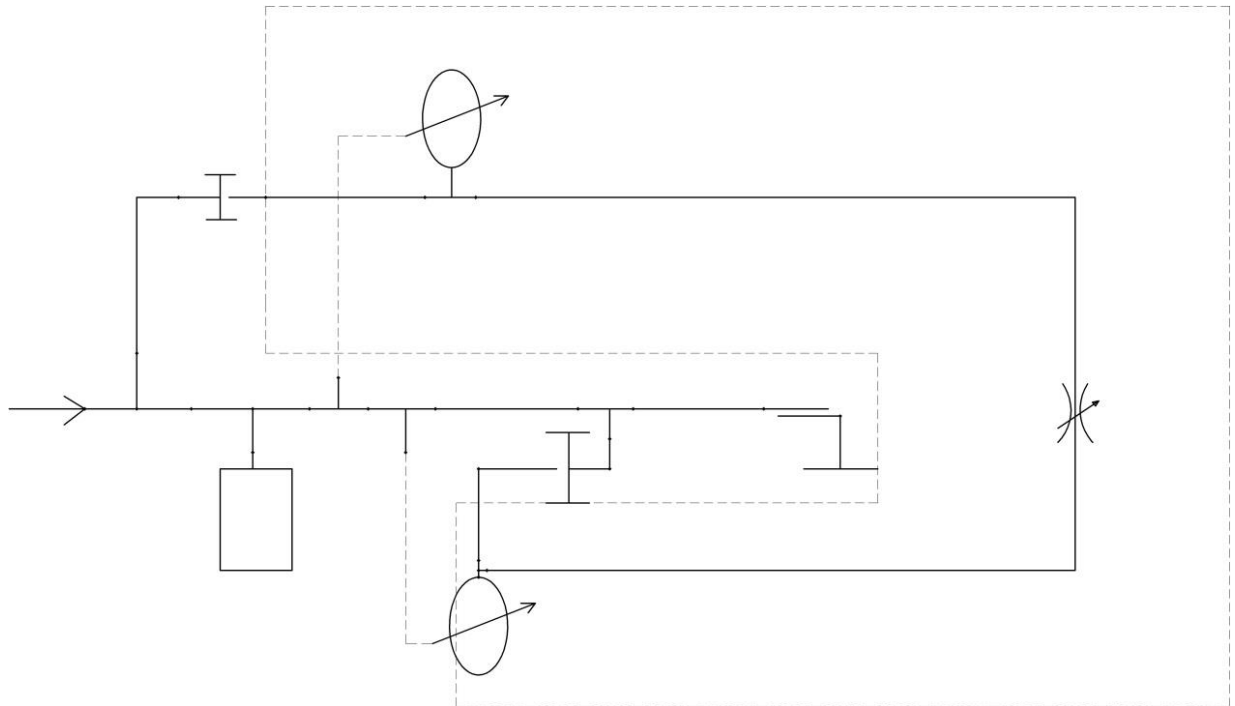


Рис. 2.2.8 Схема досліджуваного об'єкта

При моделюванні процесів були задані умови однакові з умовами фізичного експерименту.

При цьому перепад тиску змінювався від 4 до 10 бар, площа дросельної щілини $F=1,7 \cdot 10^{-6} \dots 3,08 \cdot 10^{-6} \text{ м}^2$, температура робочої рідини приймалася змінною від 20 до 50°C.

Результати моделювання (рис. 2.3., рис. 2.4) ілюструють характер процесів у вузлі дроселювання клапану для різних умов модельного експерименту.

Процес моделювання виконувався наступним чином: на вхід клапану задавався надлишковий тиск 1 МПа, а на виході надлишковий тиск – 0,01 Па, переміщення заслінки приймалось в межах робочої зони від 0 до 0,05 мм. Температура робочого середовища 283 К.

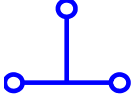

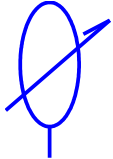
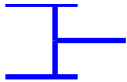

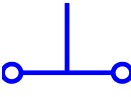


В результаті моделювання контролювалися наступні параметри: розподіл тиску у перерізі клапану, виникнення вихрових та аномальних зон у проточному об'ємі, об'ємна та масова витрати робочого середовища.

Для перевірки адекватності моделей, побудованих в інженерному пакеті SolidWorks, було виконано порівняння результатів моделювання з результатами фізичного експерименту. Порівняння показало задовільне співпадіння, при цьому відносна похибка для витрати робочої рідини в інтервалі перепадів тиску (9,9...34) бар становила не більше 30 %.

В результаті моделювання отримані лінії току робочої рідини, значення швидкості та тиску в перерізах дроселю.

Таблиця 2.2.1

Математичний опис елементів

| Позначення | Опис | Призначення |
|-------------------------------------------------------------------------------------|--------------------------------------------------------------|------------------------------------|
|  | $q_1 = q_2 + q_3$ $p_1 = p_2 = p_3$ | Розподільник потоку (гідравлічний) |
|  | $q = \mu \cdot f \cdot \sqrt{\frac{2}{\rho} \cdot \Delta p}$ | Зміна кількості енергії |
|  | $\frac{dp}{dt} = \frac{E}{V + \Delta V} \cdot q$ | Зміна стану |
|  | $v = \frac{q}{s}$ $F = p \cdot s$ | Зміна виду енергії |
|  | $\frac{dv}{dt} = \frac{F}{m}$ $\frac{dh}{dt} = v$ | Зміна енергії (маса) |
|  | $\bar{F}_1 = \bar{F}_2 + \bar{F}_3$ $v_1 = v_2 = v_3$ | Розподільник потоку (механічний) |
|  | $F = b \cdot \Delta v$ $v = \frac{F}{b}$ | Зміна кількості енергії |
|  | $v = 0$ $h = 0$ | «земля» |

В наступних перерізах дроселю зменшення площі провокує взаємодію вихорів між собою, що суттєво змінює робочі характеристики демпфера.

Згідно таблиці 8.2.1 та (рисунок 8.2) запишемо рівняння для побудови математичної моделі амортизатора: загальна система рівнянь (1), скорочений математичний опис (2).

$$\begin{aligned}
 (1) \quad & \left\{ \begin{aligned}
 & v(t) = v_1 \\
 & v_1 = v_2 = v_3 \\
 & F_1 = F_2 + F_3 \\
 & F_3 = F_4 + F_5 \\
 & \frac{dv_1}{dt} = \frac{F_4}{m} \\
 & \frac{dh}{dt} = v_1 \\
 & F_5 = F_6 + F_7 \\
 & F_7 = b \cdot v_1 \\
 & v_1 = \frac{F_7}{b} \\
 & v = 0; h = 0 \\
 & F_2 = p_1 \cdot S \\
 & v_1 = \frac{q_1}{s} \\
 & q_1 = q_2 + q_3 \\
 & p_1 = p_2 = p_3 \\
 & \frac{dp_1}{dt} = \frac{E}{\Delta V_1} \cdot q_2 \\
 & q_3 = \mu \cdot f \sqrt{\frac{2}{\rho}} (p_1 - p_2) \\
 & q_3 = q_4 + q_5 \\
 & \frac{dp_2}{dt} = \frac{E}{\Delta V_2} \cdot q_4 \\
 & V_1 = \frac{q_5}{S} \\
 & F_5 = p_2 \cdot S
 \end{aligned} \right.
 \end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
 (2) \quad & \left\{ \begin{aligned}
 & v(t) = v_1 \\
 & v_1 = v_2 = v_3 \\
 & F_1 = F_2 + F_3 \Rightarrow F_3 = F_1 + F_2 \\
 & F_3 = F_4 + F_5 \Rightarrow F_4 = F_1 + F_2 \\
 & 1 \frac{dv_1}{dt} = \frac{F_4}{m} \Rightarrow F_4 = \frac{dv_1}{dt} \cdot m \\
 & 1.1 \frac{dh}{dt} = v_1 \\
 & F_5 = F_6 + F_7 \\
 & 2 F_7 = b \cdot v_1 \\
 & 2.1 v_1 = \frac{F_7}{b} \\
 & 3 F_2 = p_1 \cdot S \\
 & 3.1 v_1 = \frac{q_1}{s} \Rightarrow q_1 = v_1 \cdot s \\
 & q_1 = q_2 + q_3 \Rightarrow q_2 = q_1 - q_3 \\
 & p_1 = p_2 = p_3 \\
 & 4 \frac{dp_1}{dt} = \frac{E}{\Delta V_1} \cdot q_2 \\
 & 4.1 \Delta V_1 = 0,1 + \Delta h \cdot S \\
 & 5 q_3 = \mu \cdot f \sqrt{\frac{2}{\rho}} (p_1 - p_2) \\
 & q_3 = q_4 + q_5 \Rightarrow q_4 = q_3 - q_1 \\
 & 6 \frac{dp_2}{dt} = \frac{E}{\Delta V_2} \cdot q_4 \\
 & 6.1 \Delta V_2 = 0,1 + \Delta h \cdot S \\
 & 7 V_1 = \frac{q_5}{S} \Rightarrow q_5 = V_1 \cdot S \\
 & 7.1 F_5 = p_2 \cdot S
 \end{aligned} \right.
 \end{aligned}$$

Побудова моделі в середовищі «Simulink».

Отримавши систему рівнянь (2) можна побудувати математичну модель роботи амортизатора (рис).

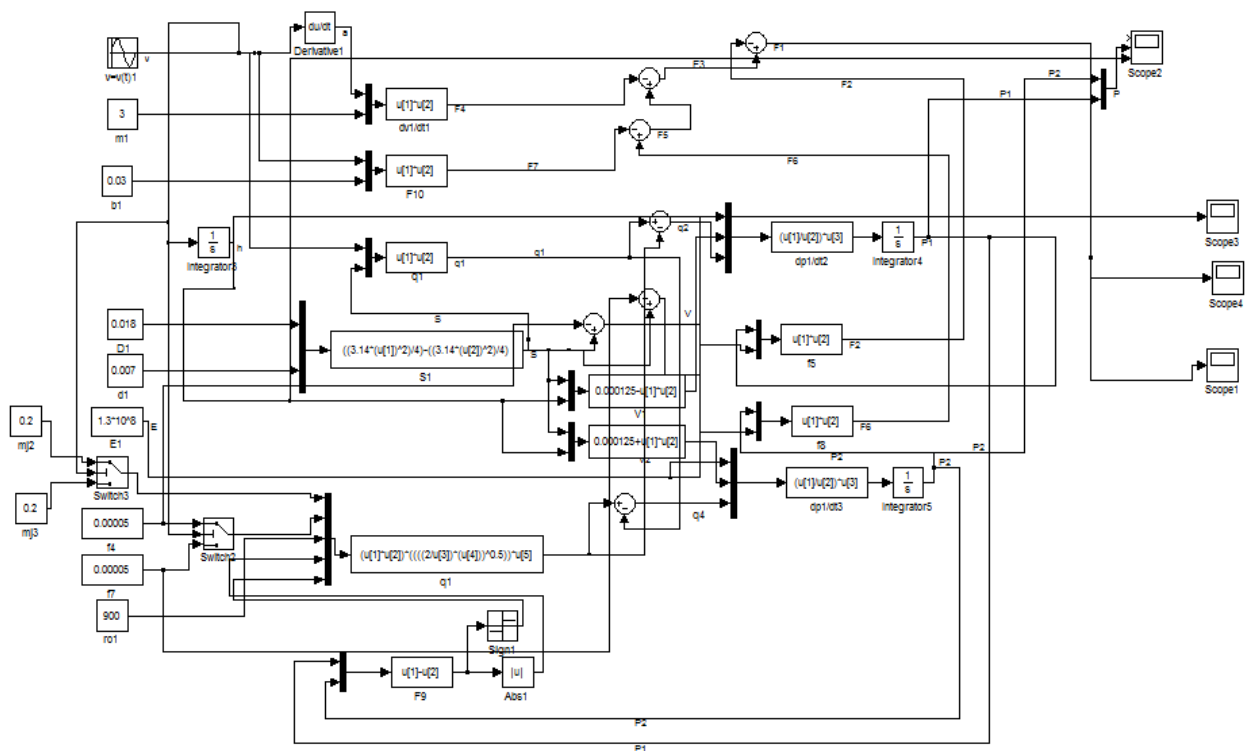


Рис.2.2.9 Математична модель роботи демпфера

Перевірка моделі на працездатність та коректність

Параметри гідравлічного амортизатора.

Початкові значення:

Частота руху штоку (W) - 1.8 Гц;

Переміщення штоку (h) - ± 0.07 м;

Коефіцієнт тертя (b) - 0.3;

Коефіцієнт в'язкості (mj) – 0.2;

Площа дроселю – 0.00005

Густина робочої рідини (ρ_0) – 900;

Модуль пружності (E) - 10^9 Па;

Діаметр поршня (D) 0.018 м;

Діаметр штоку (d) 0.007 м.

Перевіримо модель на працездатність та коректність. Для цього проведемо тести з імітуємо залежності сили від часу при заданому обурюючому впливі, цей сигнал повторює характер зміни значення сил в режимі «відбою» та «стиснення».

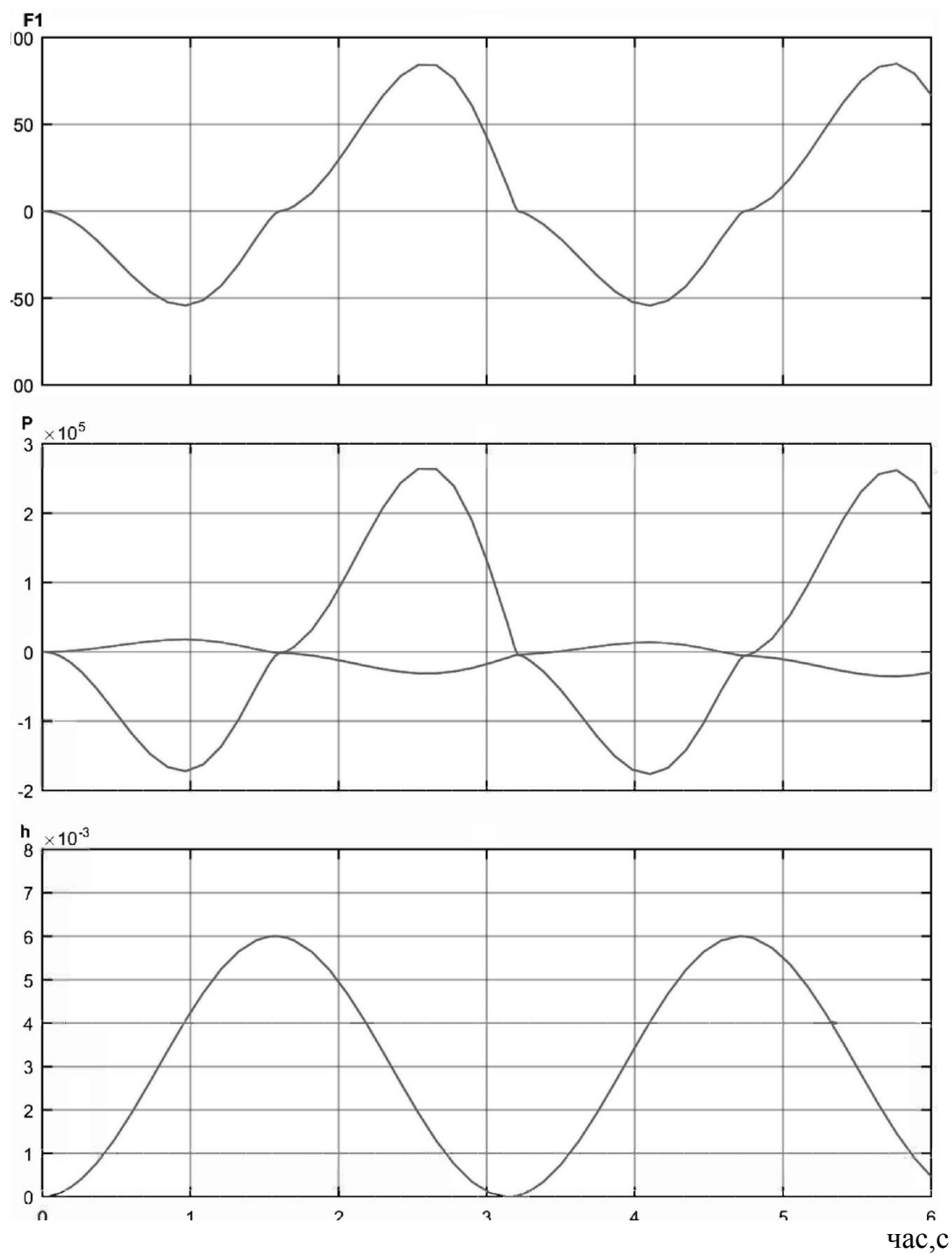


Рис. 2.10. Результати модельних досліджень

Тест 1. При збільшенні площі дроселів зусилля повинно зменшитись і відповідно тиск зменшиться.

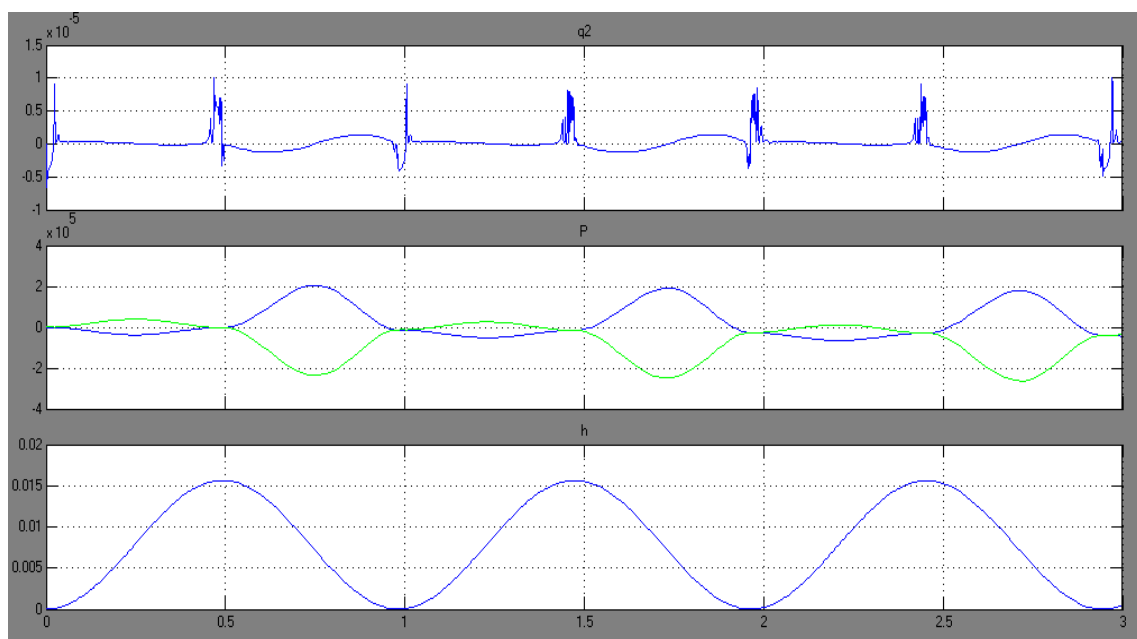


Рис.2.11 зміна витрати q , тиску P та переміщення h по часу, $\mu=0.02$, $f=0.000005$

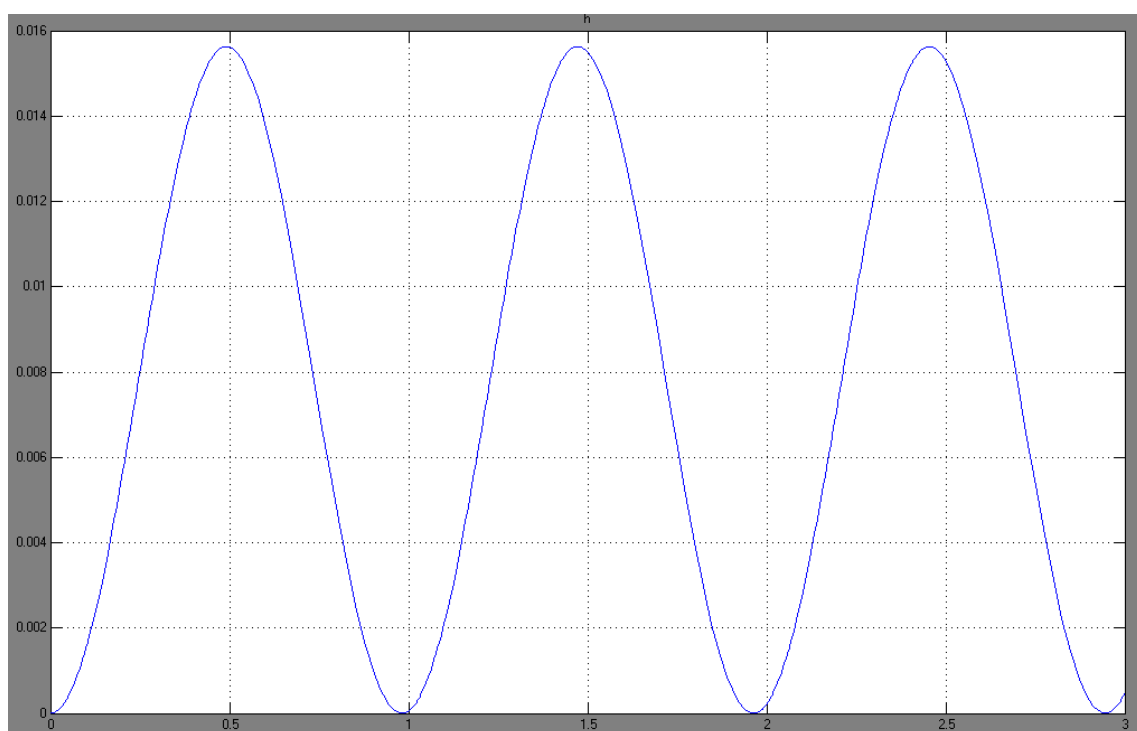


Рис.2.12. Зміна переміщення h по часу, $\mu=0.02$, $f=0.000005$

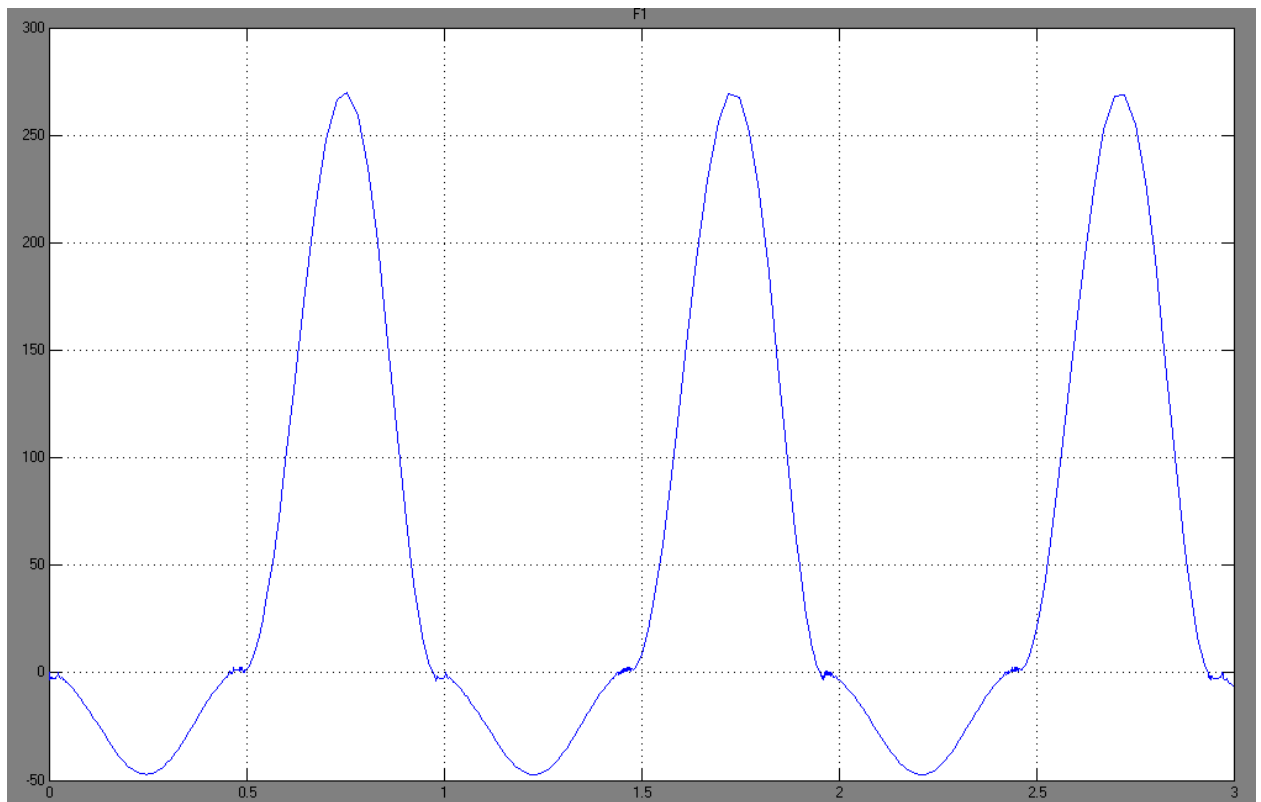


Рис.2.13 Зміна зусилля опору демпфера F по часу, $\mu=0.02$, $f=0.000005$

Після збільшення площі поперечного перерізу дроселя до $f=0.000032$, ми бачимо таку картину:

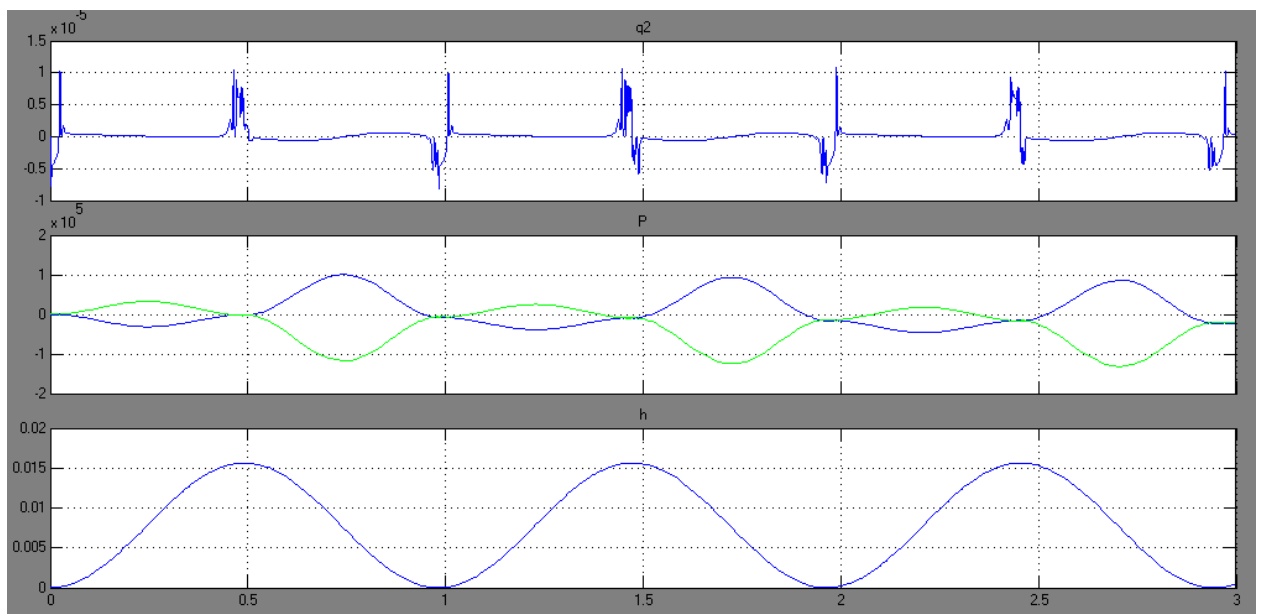


Рис. 2.14 Зміна витрати q , тиску P та переміщення h по часу, $\mu=0.02$, $f=0.000032$

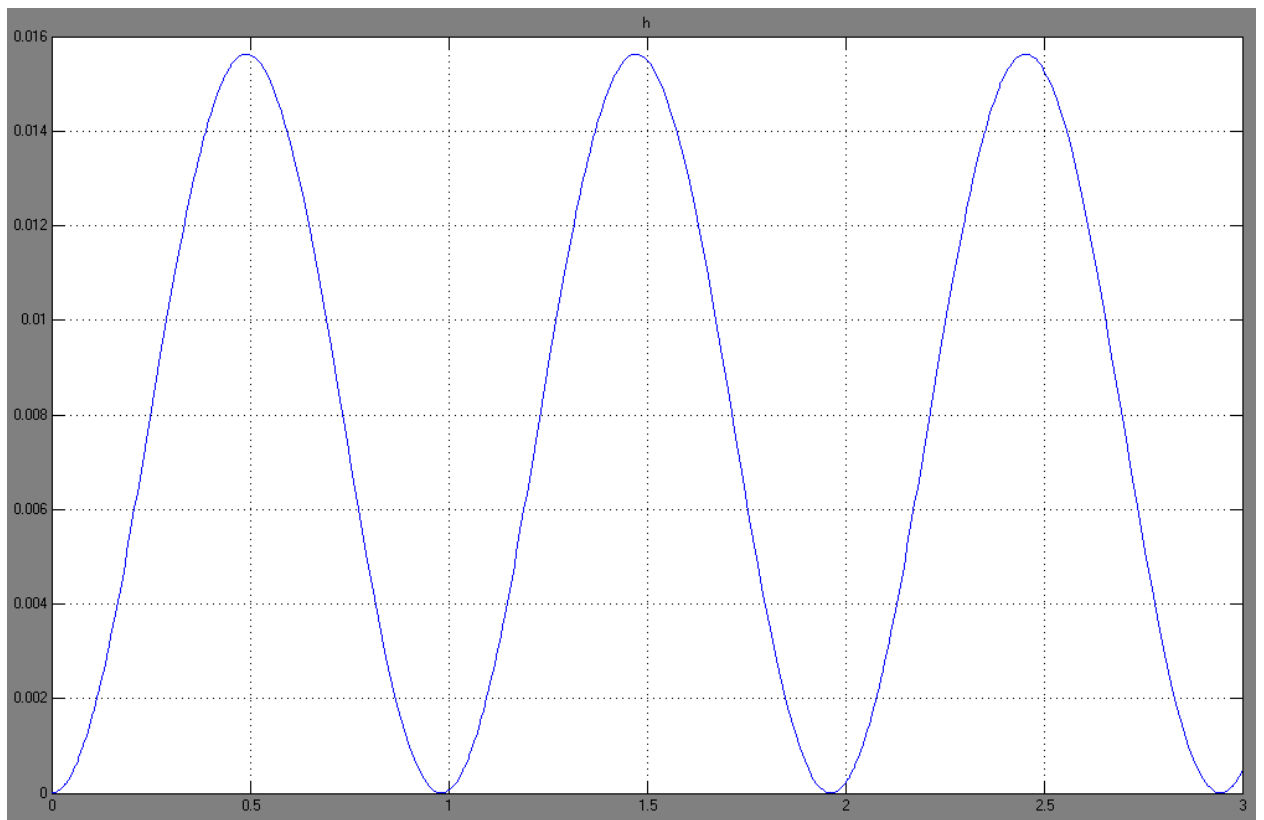


Рис.2.15 Зміна переміщення h по часу, $\mu=0.02$, $f=0.0000032$

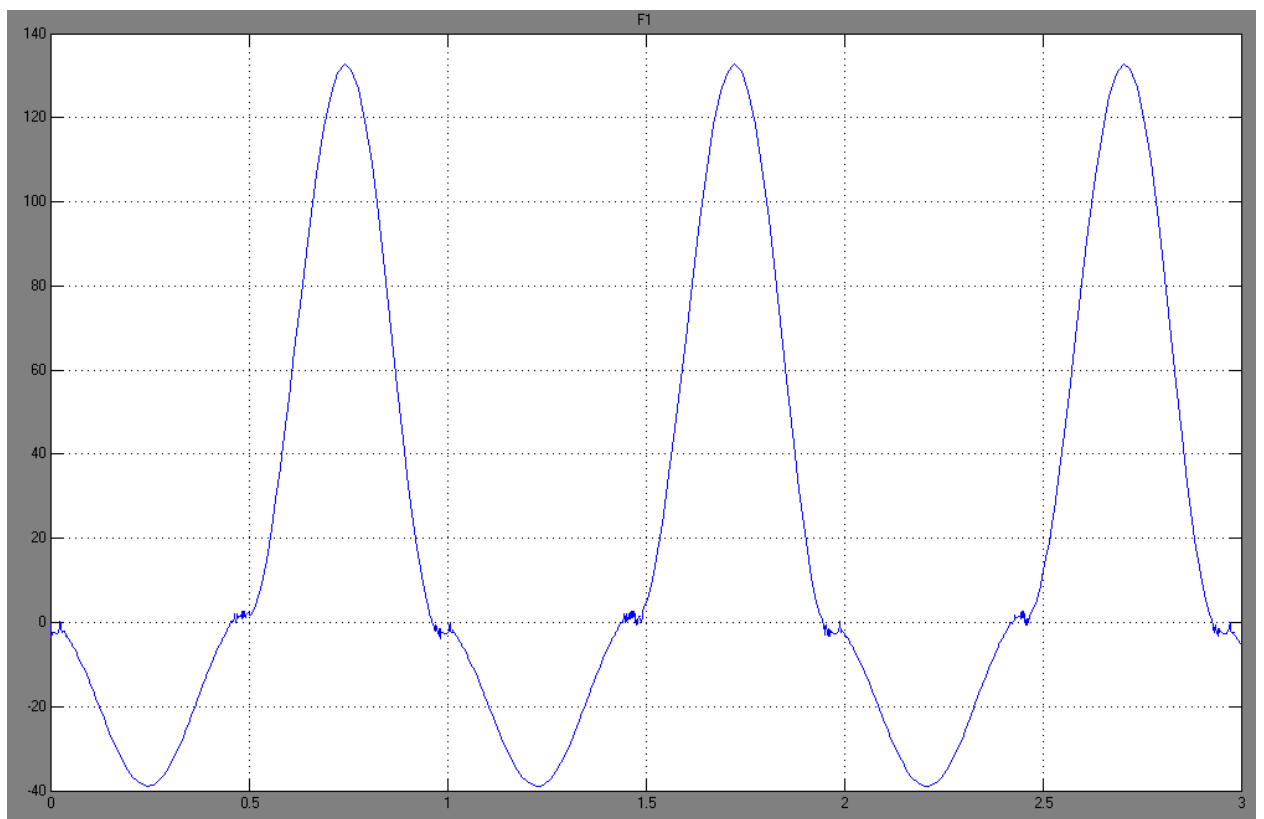


Рис.2.16 Зміна зусилля опору демпфера F по часу, $\mu=0.02$, $f=0.0000032$

Отримані результати: показали, що при збільшенні площі поперечного перерізу зусилля зусилля опору демпфера зменшилось на 115 Н і відповідно тиск зменшився. на 10^5 Па.

Математична модель працює коректно

Тест 2. При збільшенні в'язкості зусилля повинно зменшитись і відповідно витрата збільшиться.

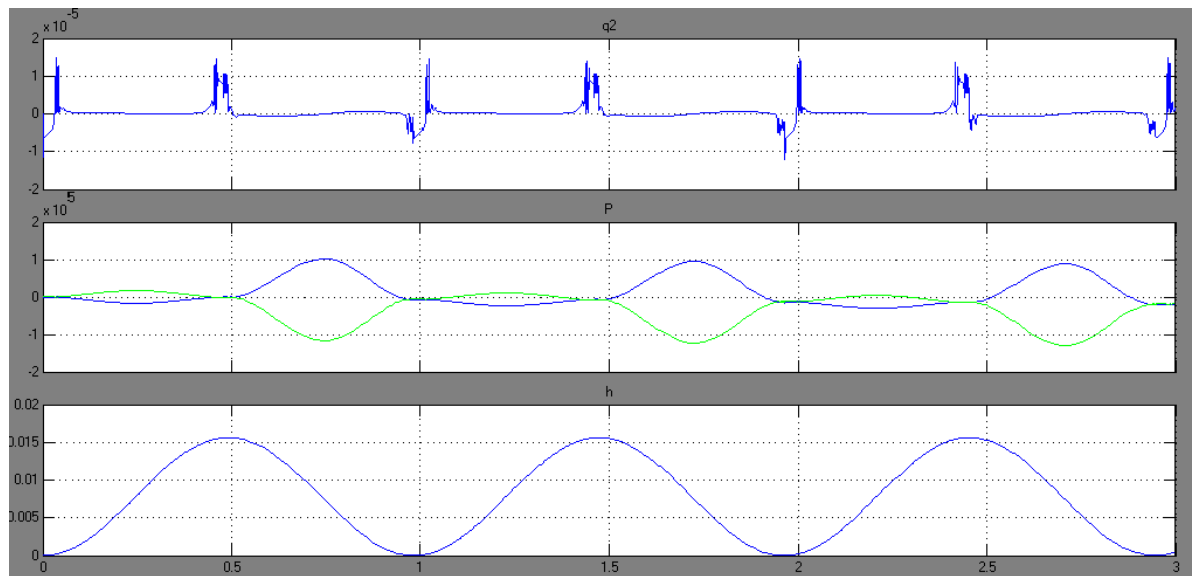


Рис. 2.17. Зміна витрати q , тиску P та переміщення h по часу, $\mu=0.022$, $f=0.000032$

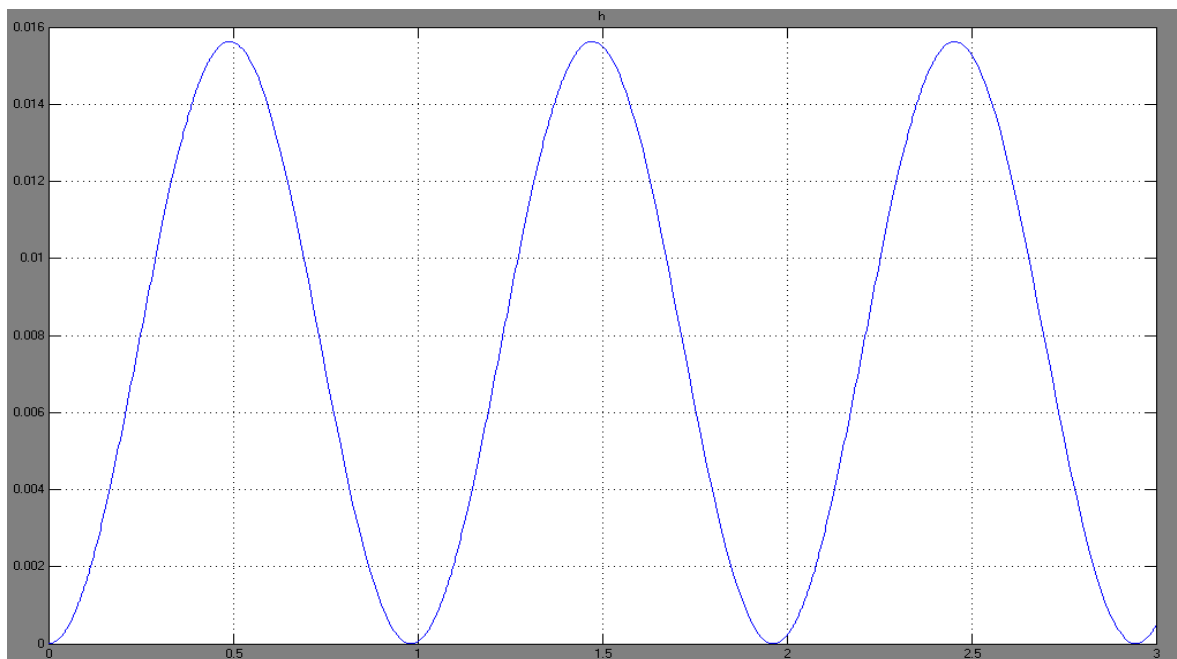


Рис.2.17. Зміна переміщення h по часу, $\mu=0.022$, $f=0.0000032$

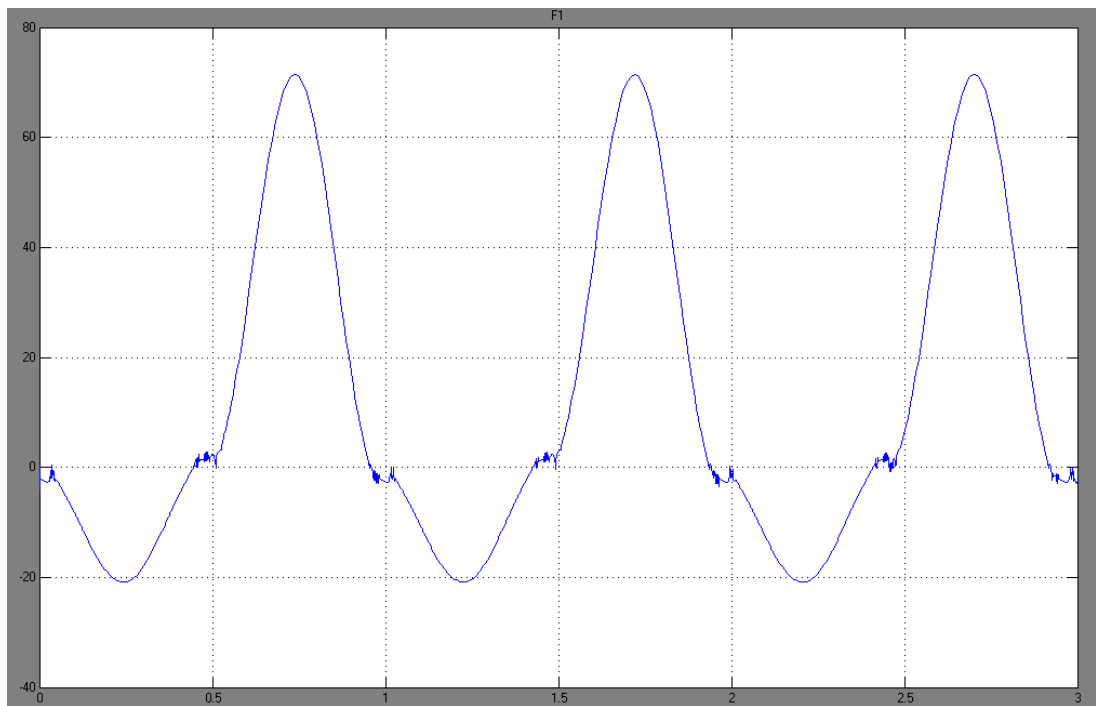


Рис.2.18 Зміна зусилля опору демпфера F по часу, $\mu=0.022$, $f=0.0000032$

Отримані результати: показали, що при збільшенні в'язкості до $\mu=0.022$ зросла витрата на 0.5 та відповідно зменшилось зусилля опору демпфера на 60 Н. Математична модель працює коректно

Дослідження впливу коефіцієнта витрати на зусилля опору демпфера

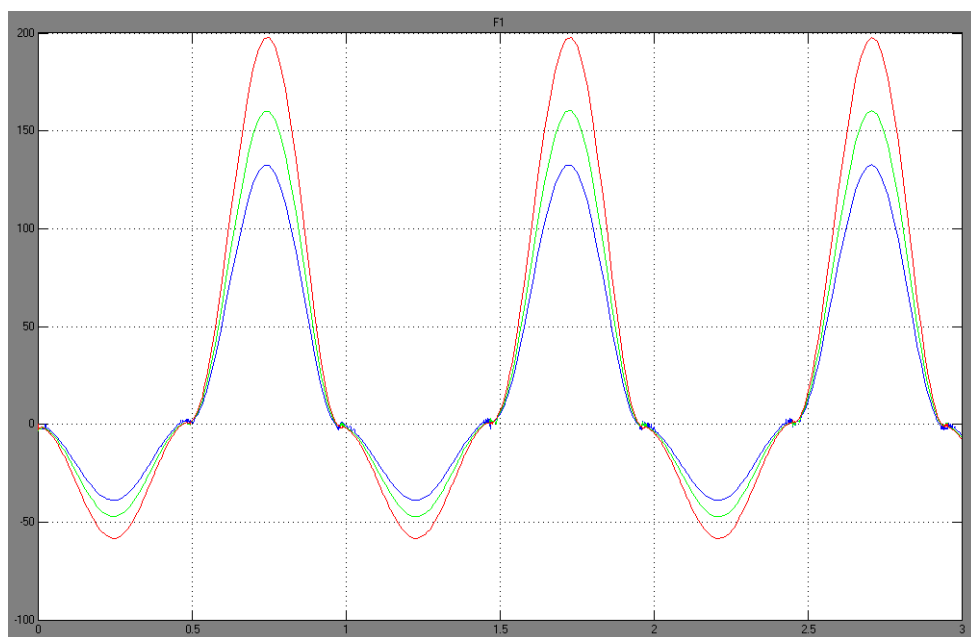


Рис.2.19 Зміна зусилля опору демпфера по часу, $\mu=0.022$ (синій) 0.02 (зелений)
 0.018 (червоний)

При зменшенні коефіцієнта витрати зусилля опору демпфера підвищується. На рисунку (рис.) наочно видно залежність.

Висновки

Було змодельовано роботу дросельного каналу демпфера та демпфера вцілому. Досліджено вплив поперечного перерізу дроселя та коефіцієнту витрати на роботу дроселя, та коефіцієнту витрати на зусилля опору демпфера.

3.1 Розрахунок геометричної форми МРД

Сучасний демпферний пристрій повинен забезпечувати чотири режими роботи: звичайна хода, біг або прискорена хода, плавання та переміщення на велосипеді. На (рис.3.1.1) показано схему керованого демпфера.

Демпфер складається з циліндру, який залитий феромагнітною рідиною 2, обмотки електромагнітної 3, перетікання рідини здійснюється через канал 1, утворений різницею діаметрів поршня та гільзи циліндру.

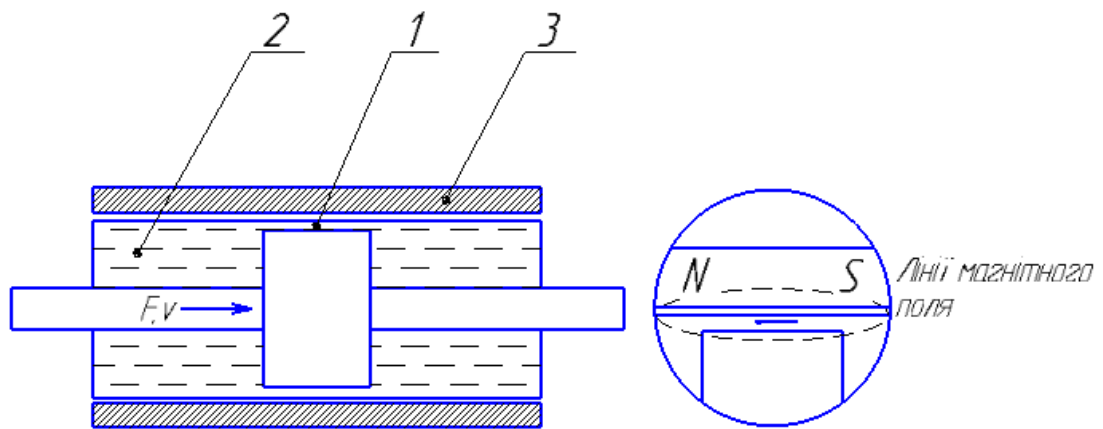


Рис.3.1.1 Магнітореологічний дросель

Циліндр та поршень виготовлено із магнітного матеріалу, обмотка збудження накладена на гільзу. Шляхом утворення в дроселі радіального магнітного поля заданої напруженості, яке виникає в результаті пропускання струму через обмотку збудження, і концентрації в дроселі можливо швидко змінювати в'язкість рідини і як наслідок зусилля опору. В якості дросельного каналу використаємо різницю діаметрів гільзи та поршня.

Швидкодія МР модуля залежить від швидкості спрацювання його основного керуючого елемента. Час спрацювання МРД визначається наростанням магнітного потоку в магнітопроводі і робочому зазорі, заповненому МРР [3].

$$T_m \approx 0.54 \cdot 10^4 \frac{l_m d^2}{\rho \delta},$$

де l_m - довжина магнітопроводу; d - діаметр магнітопроводу; ρ - питомий електричний опір ФМР в дросельному каналі; δ - величина еквівалентного зазору магнітопроводу.

$$\delta = \frac{l_m}{\mu_m} + \frac{2h}{\mu_{ФМР}},$$

де h - величина робочого зазору; μ_m і $\mu_{ФМР}$ - магнітна проникність матеріалу магнітопроводу і ФМР відповідно.

Підставляючи геометричні параметри магнітопроводу досліджуваного МРД $l_m = 0,04$ м, $d = 1,5 \cdot 10^{-2}$ м, $h = 2 \cdot 10^{-4}$ м, а також магнітну проникність матеріалу магнітопроводу (Сталь 20) $\mu_m = 3,2 \cdot 10^3$ і ФМР $\mu_{ФМР} = 4,8$, отримуємо:

$$\delta = \frac{0,04}{3,2 \cdot 10^3} + \frac{2 \cdot 2 \cdot 10^{-4}}{4,8} = 9,3 \cdot 10^{-5} \text{ м.}$$

$$T_m \approx 0,54 \cdot 10^4 \frac{0,04 \cdot 0,015^2}{\rho 8,62 \cdot 10^{-5}} = 0,56 \cdot 10^3 / \rho$$

Таким чином, з отриманої формули видно, що питомий електричний опір ФМР обернено пропорційний постійній часу МРД і суттєво впливає на швидкодію МР модуля.

3.2 Характеристики феромагнітної рідини

Феромагнітна рідина є суспензією магнітних частинок (відновлене залізо, чисте залізо, кобальт, і т.д.) близько 0,1 ... 100 мкм в рідині носії. При накладенні магнітного поля, магнітореологічна рідина може змінювати межі плинності, в залежності від її фізико-хімічного складу від 0 до 50 ... 100 кПа.

Така рідина має певні переваги : висока агрегативна стійкість в магнітному полі; можливість передавати високі дотичні напруження; високий час відгуку.

Для оцінки феромагнітної рідини, що була взята в якості робочої, було побудовано графіки залежності межі текучості від напруженості магнітного поля (Рис.3.2.1) та напруження здвигу від швидкості здвигу (Рис.3.2.2), використовуючи дані нижче приведенного експерименту.

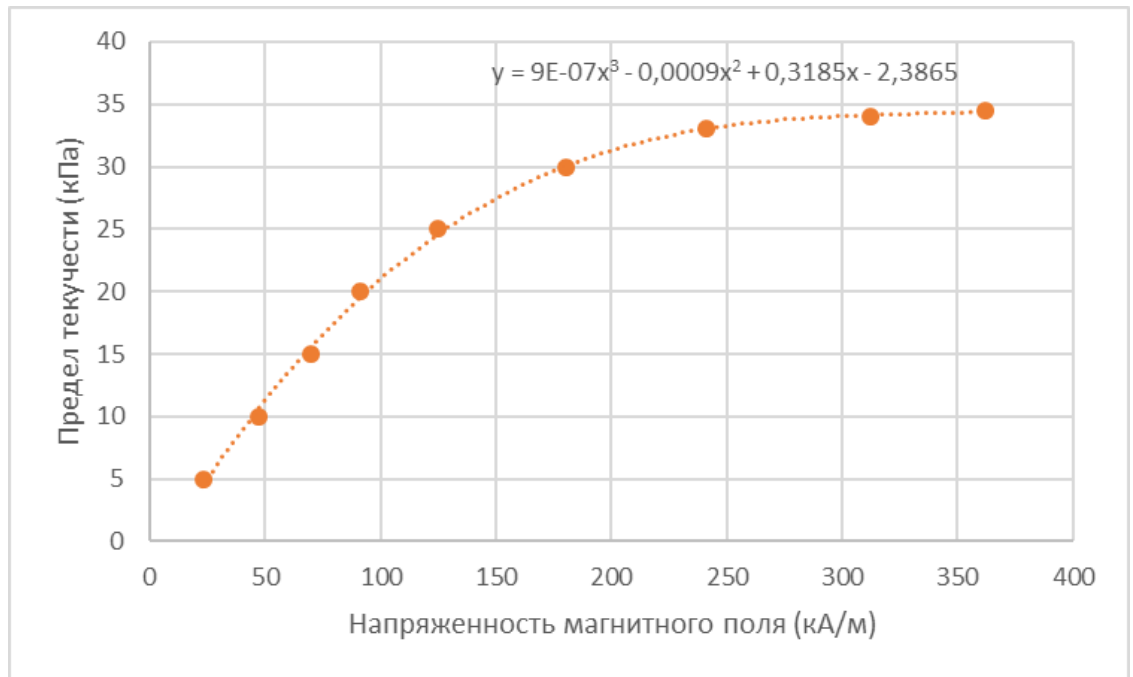


Рис.3.2.1 Залежність межі текучості від напруженості магнітного поля

Таким чином можливо заздалегідь передбачити поведінку феромагнітної рідини при моделюванні процесу.

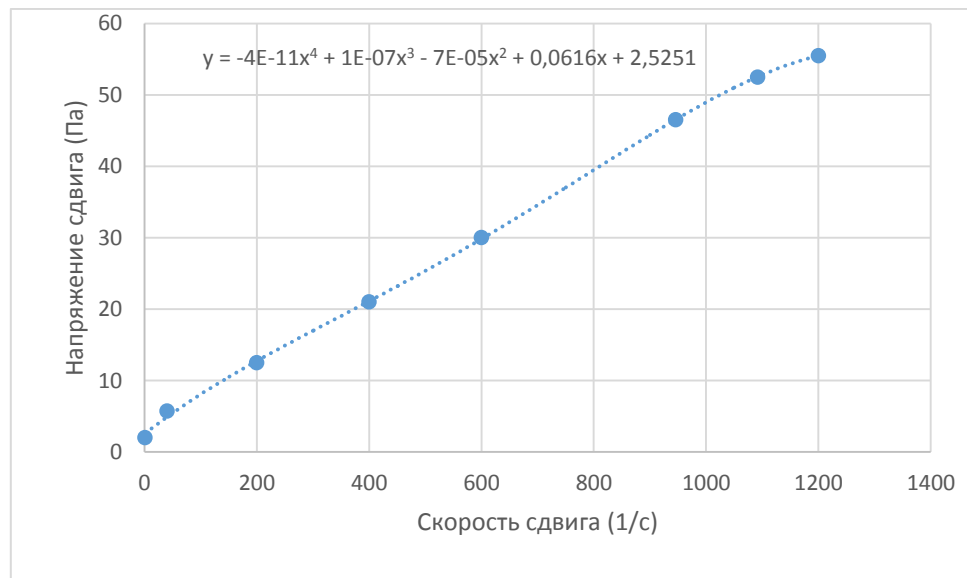


Рис.3.2.2 Залежність напруження здвигу від швидкості здвигу

3.3 Розрахунок котушки індуктивності

Індуктивність котушки залежить від її геометричних розмірів, числа витків та способу намотки котушки. Чим більше діаметр, довжина намотки та число витків, тим більше її індуктивність.

Опір магнітно рідинного демпфера залежить від властивостей робочої магніто-реологічної рідини, в'язкість якої змінюється відповідно до змін керуючого магнітного поля.

Оцінимо жорсткість пружної кластерної мембрани. Припустимо, що під дією зовнішньої сили F нижня стінка зазору зміщується щодо верхньої на X , при цьому зрушення

$$\gamma = \frac{x}{h}.$$

Сила магнітного зчеплення F_N між сусідніми шарами частинок дисперсної фази визначається за формулою Максвелла:

$$F_N = 9.81 \cdot 10^{12} \left(\frac{L}{5000} \right) \cdot S_{\text{сл}} \cdot \varphi_v;$$

Також вірно:

$$F_N = KL^2 S_{\text{сл}} \varphi_v ,$$

де φ_v - коефіцієнт об'ємної концентрації частинок; $S_{\text{сл}}$ - площа перетину робочого зазору, перпендикулярна магнітному потоку.

При зсуві шарів робочої рідини виникає дотична сила F_τ , що протидіє зовнішній силі F і дорівнює:

$$F_\tau = F_N \tan \alpha = \frac{KL^2 S_{\text{сл}} \varphi_v X}{h}$$

З іншого боку, F_τ є пружною силою і відповідно до закону Гука визначається як $F_\tau = kX$.

Таким чином, коефіцієнт жорсткості пружної кластерної мембрани можна записати:

$$k = \frac{KL^2 S_{\text{сл}\varphi_v}}{h} = 9.81 \cdot 10^{12} \left(\frac{L}{5000}\right)^2 \cdot \frac{S_{\text{сл}\varphi_v}}{h}$$

$$k = 9.81 \cdot 10^{12} \left(\frac{L}{5000}\right)^2 \cdot \frac{0.8 \cdot 9.3 \cdot 10^{-5}}{2 \cdot 10^{-4}}$$

Згідно умов поставленої задачі, ми маємо отримати $k = 450 \frac{\text{Н}}{\text{м}}$

$$k = 9.81 \cdot 10^{12} \left(\frac{L}{5000}\right)^2 \cdot \frac{0.8 \cdot 9.3 \cdot 10^{-5}}{2 \cdot 10^{-4}}$$

Провівши розрахунок, отримаємо:

$$L = 5000 \cdot \sqrt{\frac{450}{3.6 \cdot 10^{12}}} = 1.1 \text{ мкГн}$$

При розрахунку котушки використаємо отримане значення індуктивності.

Розрахунок одношарової циліндричної котушки проводиться за формулою:

$$L = \frac{\left(\frac{D}{10}\right)^2 \cdot n^2}{(4.5 \cdot D + 10 \cdot l)}$$

Де:

L - індуктивність котушки, мкГн;

D - діаметр котушки, мм; - довжина намотки котушки, мм;

n - число витків котушки.

Приймаємо наступні геометричні параметри

D – 25 мм;

l – 40 мм;

$$L = \frac{\left(\frac{25}{40}\right)^2 \cdot 40^2}{(4.5 \cdot 25 + 10 \cdot 40)} = 1.22 \text{ мкГн.}$$

Визначення діаметра дроту:

$$d = \frac{l}{n};$$
$$d = \frac{40}{40} = 1 \text{ мм.}$$

Висновки по розділу: було проведено розрахунок параметрів котушки індуктивності: визначено геометричні розміри, розраховано коефіцієнт жорсткості та час спрацьовування магнітореологічного дроселя.

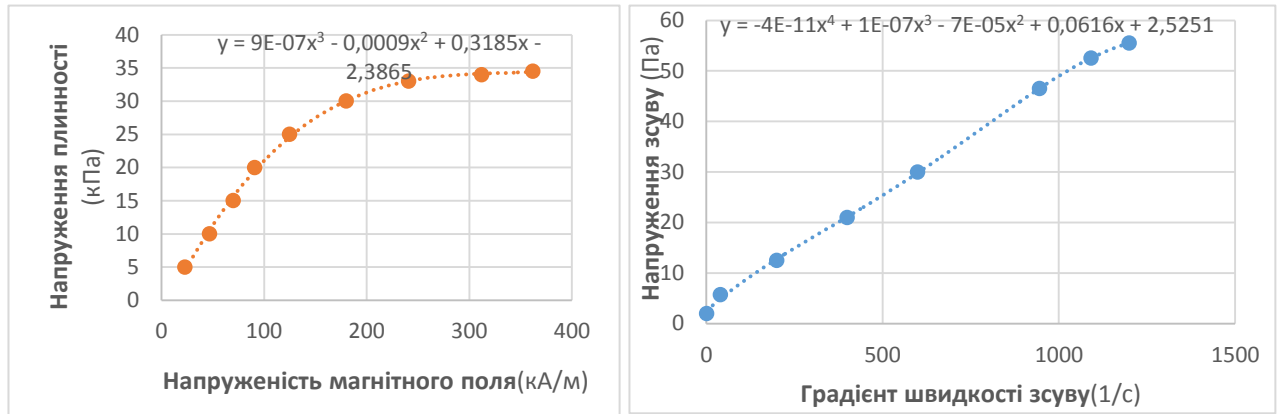
Дані розрахунки будуть використані при виготовленні опитного зразка.

3.4 Експериментальне дослідження можливості керування характеристиками рідини за рахунок магнітного поля

Гідравлічні демпфери отримали широке розповсюдження у складі протезу колінного суглобу. Принцип роботи демпфера оснований на поглинанні частини енергії руху шарнірного механізму з подальшим перетворення її в теплову енергію за рахунок в'язкого тертя на дросельних елементах. Перетворення відбувається за рахунок перетікання робочої рідини з поршневої порожнини у штокову. Одним з недоліків гідравлічних пристроїв демпфування коливань є залежність зусилля опору від температури навколишнього середовища, що викликано зміною в'язкості робочої рідини [22-25]. Це обумовлює ускладнення експлуатації демпферів та потребує постійного підлаштування зусилля опору в процесі роботи при експлуатації демпфера в широкому діапазоні температур. Відомо, що за рахунок застосування керованих рідин можливо отримати стабільні робочі характеристики демпфера та забезпечити змінні режими демпфування та навантаження [24]. Тому запропоновано модернізувати існуючий гідравлічний демпфер за рахунок застосування в його складі магнітореологічного каналу з феромагнітною рідиною, що значно покращить робочу характеристику та максимально відтворить реалістичність ходи людини [22-23].

Основні характеристики магнітореологічної рідини є залежність напруги плинності від напруженості прикладеного магнітного поля і напруги зсуву від градієнта швидкості для неактивної рідини. Використовуючи дані залежності, можна розрахувати необхідні геометричні параметри пристроїв, їх каналів і підібрати джерела магнітного поля. З залежності напруження плинності від напруженості магнітного поля (рис.1, а) видно, що в

магнітних рідинах спостерігається ефект насичення, так після деякого значення величини прикладеного магнітного поля напруження плинності залишається практично постійним і подальше зростання магнітного поля істотно не впливає на реологічні характеристики рідини [26].



а)

б)

Рис.3.4.1- Характеристики МР рідин (рідина LORD MRF-122EG):

а) Напруження плинності напруга магнітного поля; б) Напруження зсуву як функція градієнта швидкості зсуву, без прикладеного магнітного поля при $t = 40^\circ\text{C}$

Метою проведеної роботи є перевірка можливості керування характеристиками рідини за рахунок магнітного поля та розробка дослідного зразка демпфера протезу суглоба на основі феромагнітної рідини.

Рационально керувати зусиллям опору демпфера за рахунок використання ФМР (наприклад типу Ferrofluid з розміром часток 0,00001 мм). Таким чином в'язкість ФМР можна змінювати в десятки разів з часом реагування не більше 40 мс. Характерні режими роботи феромагнітної рідини: клапанний режим, режим зсуву, режим стиснення. Наприклад при застосуванні схеми феромагнітного демпфера з використанням постійних магнітів величина магнітного поля визначається переміщенням магніту щодо каналу з магнітною рідиною (рис.2). Перевагою такого способу управління є енергонезалежність демпфера.

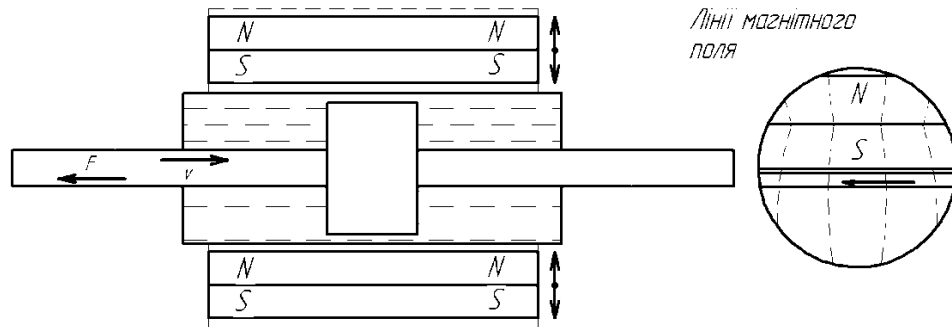


Рис.3.4.2- Схема демпфера з використанням феромагнітної рідини та постійних магнітів

Головним показником всіх амортизаторних рідин, від якого значно залежить зусилля

опору демпферів, є коефіцієнт кінематичної в'язкості [23]:

$$\nu = \frac{\mu'}{\rho} = \frac{dP_{\tau}}{ds \cdot \frac{du}{dz} \cdot \rho}, \quad (1)$$

де μ' -динамічний коефіцієнт в'язкості; ρ - щільність, dP_{τ} - елементарна величина сили в'язкого тертя, Н; ds - площа дотику шарів в частині рідини, мм²; $\frac{du}{dz}$ - модуль градієнта швидкості; du - різниця швидкостей на зсувних площинах рідини; dz - відстань між площинами.

На наступному кроці було визначено раціональну величину дії прикладеного магнітного поля шляхом визначення максимальної реакції рідини на магнітне поле від зазору магніту (рис.3). При приближенні магнітного поля в міру зменшення зазору до ФМР зростає магнітне поле, що викликає активацію «згущення» магнітореологічної рідини.



а)

б)

в)

Рис.3.4.3-Реакція ФМР на магнітне поле від зазору магніту:

а- зазор магнітного поля 14 мм; б- зазор магнітного поля 10 мм; в- зазор магнітного поля 6 мм.

Таким чином в'язкість ФМР можна змінювати майже миттєво та в десятки разів. Для отримання на основі феромагнітної рідини демпфера із заданими характеристиками - максимальне зусилля опору 900 Н і максимальна швидкість поршня 0,3 м/с, розраховані геометричні розміри дроселя, з використанням залежностей [27-28]. Попереднє дослідження працездатності демпфера було проведено шляхом навантаження штока масою, величиною 2 кг, та порівнянням часу переміщення поршня демпфера в кінцеве положення під дією сили тяжіння, без прикладання до демпфера зовнішнього магнітного поля та з прикладеним магнітним полем, яке створювалось неодимовими магнітами, з магнітною енергією 80 кДж/м³.

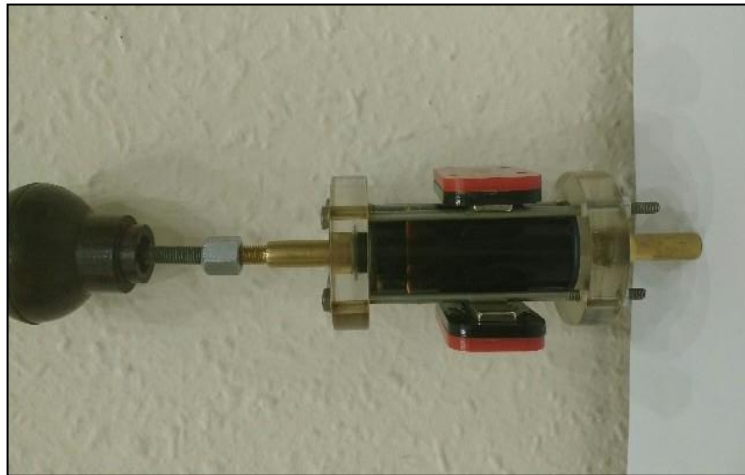


Рис.3.4.4-Фото дослідного зразка демпфера з використанням феромагнітної рідини та постійних магнітів

Розраховані параметри демпфера: діаметр поршня – 18 мм, діаметр штока – 7 мм, робочий хід – 20 мм, зазор магнітореологічного дроселя – 0,5 мм, довжина каналу магнітореологічного дроселя – 15 мм; зазор магніта до каналу магнітореологічного дроселя 2,5 мм. В результаті було виявлено, що прикладання магнітного поля призводить до збільшення часу переміщення поршня, тобто виникає додаткове демпфуюче зусилля. За даних характеристик демпфера переміщення поршня за відсутності магнітного поля відбувалося за час 3,4 сек, а з магнітним полем – 4,4 сек, тобто зміна часу переміщення складає близько 33% за наявності магнітного поля.

Розглянута можливість використання магнітореологічної рідини як робочого середовища в гідравлічному демпфері. Запропоновано конструкцію демпфера, і виконаний розрахунок розмірів каналу магнітореологічного дроселя.

Таким чином проведена перевірка показала можливість та ефективність керування зусиллям демпфера за рахунок зміни величини прикладеного магнітного поля.

3.5 ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНЕ ДОСЛІДЖЕННЯ ВИТРАТНОЇ ХАРАКТЕРИСТИКИ У МАГНІТОРЕОЛОГІЧНОМУ ДРОСЕЛЬНОМУ КАНАЛІ

Застосування магнітореологічного ефекту дозволяє спростити систему керування і підвищити ефективність мехатронних систем. Практична реалізація технічних рішень на основі магнітореологічного ефекту вимагає точного налаштування діапазону регулювання характеристик.

На сьогоднішній день у галузі протезування кінцівок людини набуло популярності застосування магнітореологічних демпферів у складі колінного модуля. Дане сучасне рішення дозволяє демпферу змінювати свою робочу характеристику з високою швидкістю. За рахунок зміни в'язкості феромагнітної рідини в десятки разів [1-4]. Дана властивість демпфера забезпечується застосуванням феромагнітних рідин, що здатні змінювати свої характеристики під впливом магнітного поля. Керування таким демпфером відбувається шляхом створення магнітного поля заданої напруженості навколо каналу з феромагнітною рідиною (ФР). Актуальність проведення досліджень обумовлена відсутністю експериментальних даних, які дозволяють визначити статичну характеристику для магнітореологічних дроселів із заданими геометричними параметрами та різними типами робочих ФР. Також висока собівартість ФР близько 1000 євро за літр, обумовлює не досить широке розповсюдження даного ефекту.

Експериментальні дослідження. Для отримання статичної характеристики ФР та точки магнітного насичення рідини було вирішено розробити методику та провести експеримент. Одним з важливим показників для систем є енергоефективність та споживана потужність системи, яка характеризується (ККД).

Розроблено стенд, що дозволяє визначити залежність витрати від прикладеної потужності, сили струму та напруги (рис. 3.5.1).

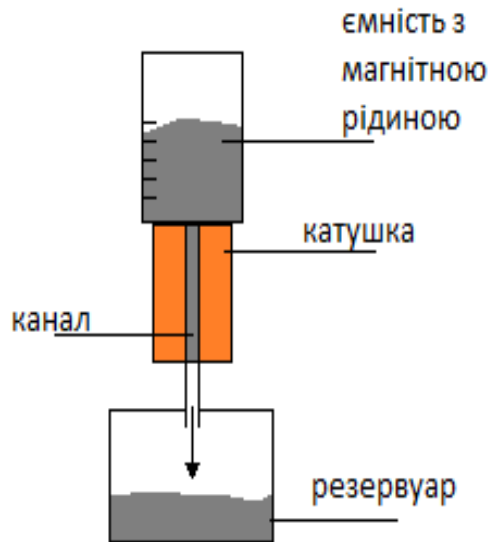


Рис. 3.5.1. Схема експериментального стенду

Експериментальний стенд складається з електромагніту (катушки), магнітореологічного гідравлічного каналу (дроселя) з співвідношенням

$$\frac{l}{d} = 4,25 ,$$

ємності у якій знаходиться ФР, резервуара (витратоміра). Геометричні розміри магнітореологічного каналу були розраховані для випадку застосування в МРД в складі колінного суглобу. Пропускаючи магнітну рідину крізь магнітно реологічний канал, розміщений в магнітній катушці та змінюючи силу струму, i , відповідно напругу, фіксуємо зміну витрати та заносимо до таблиці. Витрату робочої рідини вимірювали об'ємним способом та за допомогою допоміжної шкали на ємності, з фіксацією хронометром часу.

Враховуючи високу вартість магнітної рідини, було вирішено створити її власноруч. На наступному кроці було розроблено технологію виготовлення рідини: на основі мастила та дрібнодисперсного порошку заліза, і на основі води та оксиду заліза. Така рідина поступається стандартизованій, однак для проведення даного дослідження її властивості цілком задовільні. Магнітну рідину було створено шляхом змішування магнітного порошку та основи — поліпшеної рідини для амортизаторних пристроїв АЖ-12Т, в пропорції 1:4. Було розроблено методику отримання (змішування складових) феромагнітної рідини.

Характеристики основи:

Використовувалась рідина АЖ-12Т [5], призначена для використання в телескопічних і гідравлічних амортизаторах автомобілів, будівельної та дорожньої техніки, а також в якості робочої рідини в гідроприводах.

- Кінематична в'язкість (при 100°C): не менше 3,5.
- Температура спалаху у відкритому тиглі: не нижче +165°C.
- Температурний інтервал застосування: від -50°C до +50°C.
- Марка рідини АЖТ-12Т.

Характеристики магнітного порошку:

- Розмір частинок 5-30 мкм.
- Хімічний склад: Fe_2O_3 .

Дрібнодисперсний порошок в поєднанні з мастилом утворюють насичений розчин, що виявляє властивості магнітно-реологічної рідини. Він реагує на магнітне поле, та тривалий час не дає осаду (протягом доби).

Для проведення досліду було створено магнітну котушку:

внутрішній діаметр: 10мм, довжина: 26,3 мм, $L=3,38$ мГн, кількість витків $n=650$, діаметр дроту $d=0,5$ мм.

Розрахунок дросельного каналу та визначення швидкодії.

Швидкодія МР модуля залежить від швидкості спрацьовування його основного керуючого елемента. Час спрацьовування МРД визначається наростанням магнітного потоку в магнітопроводі і робочому зазорі, заповненому МРД [4]:

$$T_m \approx 0.54 \cdot 10^4 \frac{l_m d^2}{\rho \delta}, \quad (1)$$

де l_m - довжина магнітопроводу; d - діаметр магнітопроводу; ρ - питомий

електричний опір ФМР в дросельному каналі; δ - величина еквівалентного зазору магнітопроводу. Результатами розрахунку лягли в основу виготовлення електричного магніту.

Для встановлення точки магнітного насичення рідини та побудови статичної характеристики, було побудовано експериментальний стенд (рис. 3.5.2).

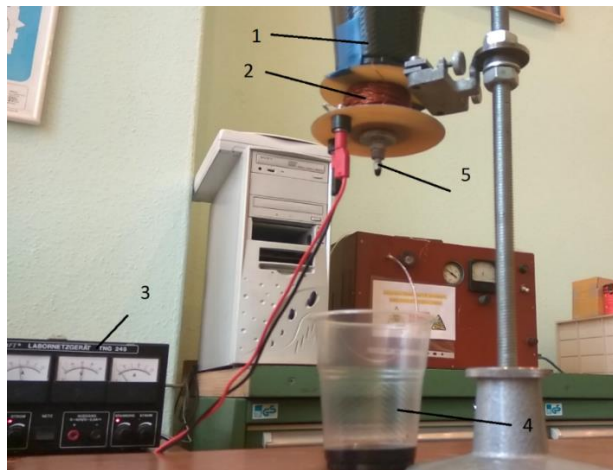


Рис. 3.5.2. Експериментальний стенд:

1-ємність; 2- магнітна котушка; 3- БЖ постійного струму; 4- резервуар, 5- МР канал.

Експериментальний стенд був розроблений з умов побудови системи на модульному принципі. Це дає можливість його застосувати в складі термо шафи для дослідження впливу температури на статичні характеристики рідини, що є вельми актуальним для різних основ. Блоком живлення можливо регулювати силу струму та напругу прикладену до електро магніту з необхідною точністю.

Отримані дані дають змогу побудувати залежність витрати від потужності $Q=f(P=U \cdot I)$. Аналіз залежності показав, що при певній потужності електричного магніту рідина перестає витікати крізь канал, що проходить крізь магнітне поле, створене котушкою. Експериментально встановлено такі значення: $I=1.7A$, $U=11V$, $P=18$ Вт. За таких умов рідина повністю утримується в каналі, а це означає, що досягнена точка магнітного насичення рідини.

Отримані дані дають змогу побудувати залежність витрати від сили струму та напруги, та витрати від потужності.

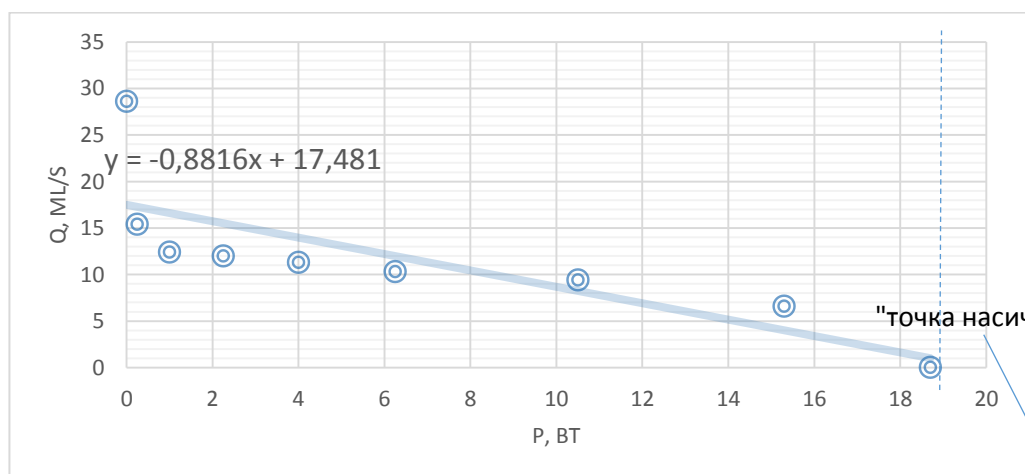


Рис.3.5.3 Залежність витрати від потужності

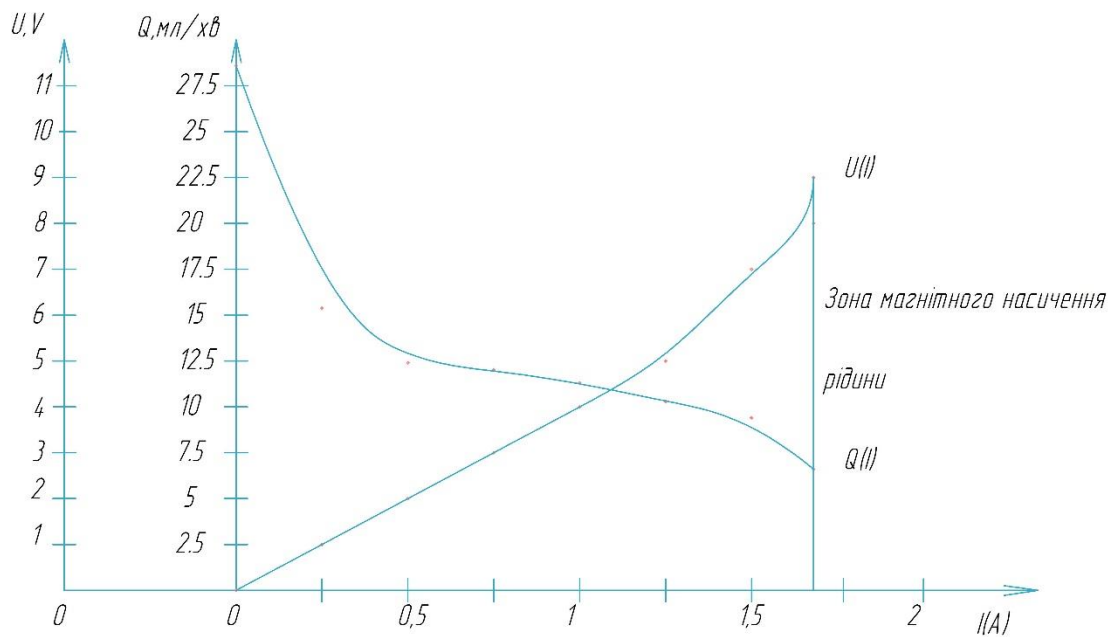


Рис. 3.5.4. Залежність витрати від напруги та сили струму

При прикладенні додаткового тиску спостерігається сепарація магнітних частинок від мастила. Магнітний порошок відокремлюється від основи, та затримується в каналі, масло ж під тиском витікає з нього. Також встановлено, що отримана магнітна рідина виявилася невідповідною для застосування в умовах високого тиску. Для таких випадків доцільно використовувати магнітну рідину виготовлену на основі поверхнево-активних речовин, в якій основа та магнітні частинки поєднані на молекулярному рівні.

ВИСНОВКИ. Експериментально встановлено, що застосування магнітореологічного дроселя при зміні потужності в діапазоні $0 \div 18$ Вт витрата магнітореологічної рідини змінюється в діапазоні $0 \div 0,25$ ml/s. Підтверджено, що зміна витрати робочої рідини має майже лінійний характер, що дозволяє задовільно реалізовувати діапазон регулювання витрати рідини у дроселі.

РОЗДІЛ 4

РОЗРОБКА СТАРТАП-ПРОЕКТУ

Розділ має на меті проведення маркетингового аналізу стартап проекту задля визначення принципової можливості його ринкового впровадження та можливих напрямів реалізації цього впровадження. Проведення маркетингового аналізу передбачає виконання нижченаведених кроків [41].

4.1 Опис ідеї проекту

В межах підпункту послідовно проаналізовані та подані у вигляді таблиць:

- зміст ідеї (табл. 4.1);
- можливі напрямки застосування (табл. 4.1);
- основні вигоди, що може отримати користувач товару (табл. 4.1);
- чим відрізняється від існуючих аналогів та замінників (табл. 4.2);

Таблиця 4.1 Опис ідеї стартап-проекту

| Зміст ідеї | Напрямки застосування | Вигоди для користувача |
|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-------------------------------------|---------------------------------------------------------------------------------------------|
| Конструкція магнітореологічного демпфера колінного суглобу протезу ноги людини, що передбачає різницю діаметрі поршня та гільзи, що утворює магнітореологічний канал. | Протезування нижніх кінцівок людини | Зменшується маса демпфера, адаптивність до вхідних умов та автоматичне налаштування протезу |
| | Екзопротезування | Створення екзопротезів, здатних налаштовуватися автоматично в залежності від швидкості |

Таблиця 4.2 Визначення характеристик ідеї проекту

| | Техніко-економічні характеристики ідеї | (потенційні) товари/концепції конкурентів | | | | W (слабка сторона) | N (нейтральна сторона) | S (сильна сторона) |
|---|----------------------------------------|-------------------------------------------|-----------|-------------|-------------|-----------------------|---------------------------|-----------------------|
| | | Мій проект | Механічні | Пневматичні | Гідравлічні | | | |
| 1 | Вага колінного | 750 г | 700 г | 800 г | 1200 г | | | + |

| | | | | | | | | |
|---|-------------------|-------|-----|-------|-------|--|---|---|
| | модулю | | | | | | | |
| 2 | Витримує масу, кг | 100 | 150 | 100 | 136 | | + | |
| 3 | Кут згинання | 120 | 130 | 150 | 115 | | + | |
| 4 | Рівень активності | M2-M3 | M2 | M2-M3 | M2-M3 | | | + |

Визначений перелік слабких, сильних та нейтральних характеристик та властивостей ідеї потенційного товару є підґрунтям для формування його конкурентоспроможності.

4.2 Технологічний аудит ідеї проекту

В межах даного підрозділу необхідно провести аудит технології, за допомогою якої можна реалізувати ідею проекту (технології створення товару).

Таблиця 4.3. Технологічна здійсненність ідеї проекту

| № п/п | Технології реалізації | Наявність технологій | Доступність технологій |
|-------|--------------------------------------|----------------------|------------------------|
| 1 | Створення демпфера, працюючого на МР | Наявна | Так |
| 2 | Створення магнітної рідини | Наявна | Ні |

За результатами аналізу таблиці 4.3 можна розбити висновок, що технологічна реалізація проекту можлива: технологія виготовлення з використанням зварювання наявна на ринку та доступна для використання.

4.3 Аналіз ринкових можливостей запуску стартап-проекту

Визначення ринкових можливостей, які можна використати під час ринкового впровадження проекту, та ринкових загроз, які можуть перешкодити реалізації проекту, дозволяє спланувати напрями розвитку проекту із урахуванням стану ринкового середовища, потреб потенційних клієнтів та пропозицій проектів-конкурентів.

4.3.1. Спочатку проводиться аналіз попиту: наявність попиту, обсяг, динаміка розвитку ринку (табл. 4.4).

Таблиця 4.4. Попередня характеристика потенційного ринку стартап-проекту

| № | Показники стану ринку (найменування) | Характеристика |
|---|----------------------------------------------------------|-----------------------------------------------------------------|
| 1 | Кількість головних гравців, од | 4 |
| 2 | Загальний обсяг продаж, грн/ум.од | 80 млн. дол. |
| 3 | Динаміка ринку (якісна оцінка) | Зростає |
| 4 | Наявність обмежень для входу (вказати характер обмежень) | Відсутні |
| 5 | Специфічні вимоги до стандартизації та сертифікації | ГОСТ Р 51191-98 Вузли протезів нижніх кінцівок, технічні вимоги |
| 6 | Середня норма рентабельності в галузі (або по ринку), % | 10% |

За таблиці 4.4 видно, що за попереднім оцінюванням ринок є привабливим для входження.

4.3.2. Надалі визначаються потенційні групи клієнтів, їх характеристики, та формується орієнтовний перелік вимог до товару для кожної групи (табл. 4.5).

Таблиця 4.5. Характеристика потенційних клієнтів стартап-проекту

| Потреба, що формує ринок | Цільова аудиторія (цільові сегменти ринку) | Відмінності у поведінці різних потенційних цільових груп клієнтів | Вимоги споживачів до товару |
|-----------------------------------------------------------------------|----------------------------------------------------------------------|-------------------------------------------------------------------|------------------------------------------------------------------------------|
| Збільшення вимог для комфортності експлуатації та можливостей протезу | 1) Люди, що втратили нижню кінцівку; 2) Люди з вродженими вадами; | немає | 1,2) Легке встановлення Комфортність експлуатації Адаптивність протезу |

4.3.3. Після визначення потенційних груп клієнтів проводиться аналіз ринкового середовища: складаються таблиці факторів, що сприяють ринковому впровадженню проекту, та факторів, що йому перешкоджають (табл. 4.6-4.7). Фактори в таблицях подані в порядку зменшення значущості.

Таблиця 4.6. Фактори загроз

| № | Фактор | Зміст загрози | Можлива реакція компанії |
|---|--------|---------------|--------------------------|
|---|--------|---------------|--------------------------|

| | | | |
|-----|-----------------------|-------------------------------------------------------------------|-------------------------------------|
| п/п | | | |
| 1 | Вартість | Вартість виготовлення вища у порівнянні з іншими типами ущільнень | Виготовлення комплектуючих самотіно |
| 2 | Відомість конкурентів | Конкуренти тримаються на своїх позиціях тривалий час | Рекламна кампанія |

Таблиця 4.7. Фактори можливостей

| № п/п | Фактор | Зміст можливості | Можлива реакція компанії |
|-------|--------------------------------------|-------------------------------------------|--------------------------------------------|
| 1 | Створення комплектуючих самотійно | Зменшення витрат на виготовлення демпфера | Створення виробництва демпферів |
| 2 | Створення своєї феромагнітної рідини | Зменшення витрат на виготовлення демпфера | Створення виробництва феромагнітної рідини |

4.3.4. Надалі проводиться аналіз пропозиції: визначаються загальні риси конкуренції на ринку (табл. 4.8).

Таблиця 4.8. Ступеневий аналіз конкуренції на ринку

| Особливості конкурентного середовища | В чому проявляється дана характеристика | Вплив на діяльність підприємства (можливі дії компанії, щоб бути конкурентоспроможною) |
|-------------------------------------------------------------------------------|-----------------------------------------|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| 1. Вказати тип конкуренції - монополія/олігополія/ монополістична/чиста | монополістична | Основні виробники такого продукту відомі у світі, і їх нелегко змістити в рейтингах Необхідна рекламна кампанія |
| 2. За рівнем конкурентної боротьби - локальний/національний/... | міжнародний | Міжнародна конкуренція сприяє переливанню капіталів і товарів між різними державами, забезпечує збалансований розвиток світового ринку і світового господарства. |
| 3. За галузевою ознакою - міжгалузева/ | внутрішньогалузева | Наслідком внутрішньогалузевої конкуренції є впровадження |

| | | |
|--------------------|--|--------------------------------------------------------------------------------------------|
| внутрішньогалузева | | досягнень науки і техніки, зниження витрат виробництва, підвищення якості продукції. |
|--------------------|--|--------------------------------------------------------------------------------------------|

Продовження таблиці 4.8

| | | |
|----------------------------------------------------------------------------------------------|----------------|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| 4. Конкуренція за видами товарів: - товарно-родова - товарно-видова - між бажаннями | товарно-родова | На ринку демпферів конкурентна боротьба |
| 5. За характером конкурентних переваг - цінова / нецінова | нецінова | Головною конкурентною перевагою є автоматичність пристрою |
| 6. За інтенсивністю - марочна/не марочна | марочна | ситуація на ринку, де компанія розглядає як своїх конкурентів компанії, що пропонують подібний продукт тим же цільовим покупцям |

4.3.5. Після аналізу конкуренції проводиться більш детальний аналіз умов конкуренції в галузі (табл. 4.9).

Таблиця 4.9. Аналіз конкуренції в галузі за М. Портером

| | Прямі конкуренти в галузі | Потенційні конкуренти | Постачальники | Клієнти | Товари-замінники |
|------------------|------------------------------------------------------------------------------------------------|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|------------------------------------------------------------------------------------------------------|-------------------------------------------------------------------------------|---------------------------------------------------------------------------------------------------|
| Складові аналізу | На ринку спостерігається тенденція до збільшення кількості підприємств і посилення конкуренції | Бар'єри входу на ринок є порівняно незначними. Обов'язковою є сертифікація продукції. Вартість організації | Існує чітка залежність від постачальників в якості продукції, так і можливих обсягів її виробництва. | Споживачі мають широку географію. Потреба в протезах не виникає систематично. | Конкуренція з боку спортивних протезів та механічних незначна, так як використання таких протезів |

| | | | | | |
|--|-----------|-----------------------------------------------------|--|--|--------------------------|
| | на ринку. | бізнесу з виробництва демпферів сягає 150 тис. дол. | | | обмежено певними умовами |
|--|-----------|-----------------------------------------------------|--|--|--------------------------|

Продовження таблиці 4.9

| | | | | | |
|-----------|-------------------------------------------------------------|------------------------------|--------------------------------------------------------------------------|-----------------------------------------------------------------------------------------------|--------------------------------------------|
| Висновки: | З боку прямих конкурентів існує жорстка боротьба за позиції | Є можливість виходу на ринок | В результаті низької доступності МРР, постачальник и диктують свої умови | Клієнти диктують умови на ринку через згоду/незгоду використання певних конструкцій демпферів | Товари замітники пропонують нижчу вартість |
|-----------|-------------------------------------------------------------|------------------------------|--------------------------------------------------------------------------|-----------------------------------------------------------------------------------------------|--------------------------------------------|

4.3.6. На основі аналізу конкуренції, проведеного в п. 4.3.5 (табл. 4.9), а також із урахуванням характеристик ідеї проекту (табл. 4.2), вимог споживачів до товару (табл. 4.5) та факторів маркетингового середовища (табл. 4.6-4.7) визначається та обґрунтовується перелік факторів конкурентоспроможності. Аналіз оформлюється за табл. 4.10.

Таблиця 4.10. Обґрунтування факторів конкурентоспроможності

| № п/п | Фактор конкурентоспроможності | Обґрунтування (наведення чинників, що роблять фактор для порівняння конкурентних проектів значущим) |
|-------|-------------------------------|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| 1 | Автоматичність налаштування | На ринку є невелика кількість таких протезів, тому виготовлення демпферів здатних до автоналаштування є тим фактором, що відсіює велику кількість конкурентів. |
| 2 | Ціна | Оскільки виготовлення магнітореологічних демферів неможливе без МРР, а вона коштує дорогою, ціна на товар є одним з засобів ведення |

| | | |
|---|-------------------------------------------------|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| | | конкурентної боротьби. Тому виготовлення її самотужки приведе до зміни ціни |
| 3 | Здатність до використання в адаптивних системах | Конструктивні особливості демпфера дозволяють використовувати його в адаптивних системах. Адаптивний протез є вибором вибагливих користувачів в силу своїх характеристик |

Продовження таблиці 4.10

| | | |
|---|----------------------|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| 4 | Маркетинговий бюджет | Від розміру маркетингового бюджету залежить здатність здійснювати маркетингову стратегію підприємства. Маркетингові заходи мають забезпечувати інші конкурентні переваги такі, як рівень диференціації, лояльності, репутація виробника, дистрибуція та просування. |
|---|----------------------|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|

4.3.7. За визначеними факторами конкурентоспроможності (табл. 4.10) проводиться аналіз сильних та слабких сторін стартап-проекту (табл. 4.11).

Таблиця 4.11. Порівняльний аналіз сильних та слабких сторін проекту

| № | Фактор конкурентоспроможності | Бали 1-20 | Рейтинг товарів-конкурентів у порівнянні з даним проектом | | | | | | |
|---|-------------------------------------------------|--------------|-----------------------------------------------------------|----|----|---|----|----|----|
| | | | -3 | -2 | -1 | 0 | +1 | +2 | +3 |
| 1 | Автоматичність налаштування | | | В | | Б | | А | |
| 2 | Ціна | | | А | Б | | | | В |
| 3 | Здатність до використання в адаптивних системах | | Б | | В | | | А | |
| 4 | Маркетинговий бюджет | | | В | | Б | | А | |

А- OttoBock

Б- Zimmer

В- Johnson&Johnson

4.3.8. Фінальним етапом ринкового аналізу можливостей впровадження проекту є складання SWOT-аналізу (матриці аналізу сильних (Strength) та слабких (Weak) сторін,

загроз (Troubles) та можливостей (Opportunities) (табл. 4.12) на основі виділених ринкових загроз та можливостей, та сильних і слабких сторін (табл. 4.11).

Перелік ринкових загроз та ринкових можливостей складається на основі аналізу факторів загроз та факторів можливостей маркетингового середовища. Ринкові загрози та ринкові можливості є наслідками (прогнозованими результатами) впливу факторів, і, на відміну від них, ще не є реалізованими на ринку та мають певну ймовірність здійснення.

Таблиця 4.12. SWOT-аналіз стартап-проекту

| | |
|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| <p>Сильні сторони:</p> <ol style="list-style-type: none"> 1. Наявність автоматичної зміни налаштувань 2. Придатність до використання в адаптивних системах | <p>Слабкі сторони:</p> <ol style="list-style-type: none"> 1. Висока ціна 2. Незабезпечення комплектуючими 3. відсутність чітко вираженої маркетингової стратегії, непослідовність в її реалізації. |
| <p>Можливості:</p> <ol style="list-style-type: none"> 1. Можливість зміцнення іміджу за рахунок рекламної компанії 2. Можливість виробництва комплектуючих 3. Можливість виробництва MPP, та в результаті зміна ціни | <p>Загрози:</p> <ol style="list-style-type: none"> 1. Загроза втрати споживачів внаслідок підвищення тиску зі сторони товарів-субститутів 2. Загроза підвищення цін на продукт унаслідок підвищення цін на MPP та комплектуючі |

4.3.9. На основі SWOT-аналізу розробляються альтернативи ринкової поведінки (перелік заходів) для виведення стартап-проекту на ринок та орієнтовний оптимальний час їх ринкової реалізації з огляду на потенційні проекти конкурентів, що можуть бути виведені на ринок (див. табл. 4.9, аналіз потенційних конкурентів).

Визначені альтернативи аналізуються з точки зору строків та ймовірності отримання ресурсів (табл. 4.13).

Таблиця 4.13. Альтернативи ринкового впровадження стартап-проекту

| № п/п | Альтернатива (орієнтовний комплекс заходів) ринкової поведінки | Ймовірність отримання ресурсів | Строки реалізації |
|----------|-------------------------------------------------------------------------|-------------------------------------------|-------------------|
| 1 | Присутність на технологічних виставках | Дозволяє суттєво збільшити обсяги продаж. | 2 рік |

| | | | |
|---|-------------------------------------------------------------------------------------|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|---------|
| | та конференція для підвищення пізнавасності (більш глибоке проникнення на ринок) | Потребує маркетингових витрат, спланованих та координованих дій | |
| 2 | Впровадження індивідуального підходу до кожного замовника (розвиток товару) | Можливість залучення нових споживачів. Потребує значних капіталовкладень на розробку та виведення на ринок | 4 роки |
| 3 | Представленість в різних регіонах (розвиток ринку) | Можливість розширення охоплення цільової аудиторії. Потребує значних капіталовкладень | 7 років |
| 4 | Налагодити виробництво комплектуючих та МРР | Дозволяє понизити вартість виготовлення демпферу. Потребує значних затрат коштів, та будівництва додаткових виробничих ліній | 5 років |

Враховуючи ймовірність отримання ресурсів та найкоротші строки реалізації, обрано першу альтернативу.

4.4 Розроблення ринкової стратегії проекту

4.4.1. Розроблення ринкової стратегії першим кроком передбачає визначення стратегії охоплення ринку: опис цільових груп потенційних споживачів (табл. 4.14).

Таблиця 4.14. Вибір цільових груп потенційних споживачів

| № п/п | Опис профілю цільової групи потенційних клієнтів | Готовність споживачів сприйняти продукт | Орієнтовний попит в межах цільової групи (сегменту) | Інтенсивність конкуренції в сегменті | Простота входу у сегмент |
|----------|-----------------------------------------------------------|--------------------------------------------------|--------------------------------------------------------------|--------------------------------------------|--------------------------------|
|----------|-----------------------------------------------------------|--------------------------------------------------|--------------------------------------------------------------|--------------------------------------------|--------------------------------|

| | | | | | |
|-------------------------------------------------------------------------------|---------------------------------------------------|---|---------|---------|---------|
| 1 | Ампутанти | + | високий | середня | середня |
| 2 | Люди з вродженою відсутністю частин тіла | + | високий | середня | середня |
| 3 | Клініки протезування | + | високий | середня | середня |
| Які цільові групи обрано: обрані всі три цільові групи потенційних споживачів | | | | | |

За результатами аналізу потенційних груп споживачів (сегментів) визначена стратегія охоплення ринку: компанія працює із всім ринком, пропонуючи стандартизовану програму (включно із характеристиками товару/послуги), значить використовується диференційований маркетинг.

4.4.2. Для роботи в обраних сегментах ринку необхідно сформувати базову стратегію розвитку (табл. 4.15).

Таблиця 4.15. Визначення базової стратегії розвитку

| № | Обрана альтернатива розвитку проекту | Стратегія охоплення ринку | Ключові конкурентоспроможні позиції відповідно до обраної альтернативи | Базова стратегія розвитку |
|---|--------------------------------------------|--------------------------------|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------|------------------------------------|
| 1 | Розвиток ринку | Масовий маркетинг | Низькі витрати створюють прецедент до зниження вартості продукції, і залучення нових покупців | Стратегія лідерства по витратах |
| 2 | Розвиток товару | Диференційовани й маркетинг | Відмінні властивості товару і стійка прихильність клієнтів захищають фірму від товарів-замінників | Стратегія диференціації |
| 3 | Більш глибоке проникнення на ринок | Концентрований маркетинг | Задовольнити потреби споживача | Стратегія спеціалізації |

На основі таблиці 4.15 обрана базова стратегія розвитку - стратегія диференціації.

4.4.3. Наступним кроком є вибір стратегії конкурентної поведінки (табл. 4.16).

Таблиця 4.16. Визначення базової стратегії конкурентної поведінки

| № п/п | Чи є проект «першопрохідцем» на ринку? | Чи буде компанія шукати нових споживачів, або забирати існуючих у конкурентів? | Чи буде компанія копіювати основні характеристики товару конкурента? | Стратегія конкурентної поведінки |
|----------|----------------------------------------------|-----------------------------------------------------------------------------------------------|----------------------------------------------------------------------------------|-------------------------------------------|
| 1 | Так | Так | Ні | Стратегія лідера |
| 2 | Ні | Так | Ні | Стратегія виклику лідера |
| 3 | Ні | Ні | Так | Стратегія наслідування лідеру |
| 4 | Так | Ні | Ні | Стратегія заняття конкурентної ніші |

На основі таблиці 4.16 стратегія конкурентної поведінки - стратегія лідера.

4.4.4. На основі вимог споживачів з обраних сегментів до постачальника (стартап-компанії) та до продукту (див. табл. 4.5), а також в залежності від обраної базової стратегії розвитку (табл. 4.15) та стратегії конкурентної поведінки (табл. 4.16) розробляється стратегія позиціонування (табл. 4.17), що полягає у формуванні ринкової позиції (комплексу асоціацій), за яким споживачі мають ідентифікувати торгівельну марку/проект.

Таблиця 4.17. Визначення стратегії позиціонування

| № | Вимоги до товару цільової аудиторії | Базова стратегія розвитку | Ключові конкурентоспроможні позиції власного стартап-проекту | Вибір асоціацій, які мають сформувати комплексну позицію власного проекту (три ключових) |
|---|------------------------------------------------------|---------------------------------|--------------------------------------------------------------------------------------|------------------------------------------------------------------------------------------|
| 1 | Доступна ціна | Стратегія лідерства по витратах | Використання методу ціноутворення на основі аналізу беззбитковості | Доступність, технологічність, якість |
| 2 | Особливість конструкції, придатність до адаптивності | Стратегія диференціації | Посилити використання таких конкурентних переваг як унікальна конструкція | Особливість, інновації, адаптивність |
| 3 | Задоволення конкретних потреб | Стратегія спеціалізації | Стимулювати збут та засоби торгового маркетингу в межах вибраного цільового сегменту | Індивідуальність, локальність, низька ринкова доля |

4.5 Розроблення маркетингової програми стартап-проекту

4.5.1. Першим кроком є формування *маркетингової концепції* товару, який отримає споживач. Для цього у табл. 4.18 потрібно підсумувати результати попереднього аналізу конкурентоспроможності товару.

Таблиця 4.18. Визначення ключових переваг концепції потенційного товару

| № п/п | Потреба | Вигода, яку пропонує товар | Ключові переваги перед конкурентами (існуючі або такі, що потрібно створити) |
|-------|------------|----------------------------|------------------------------------------------------------------------------|
| 1 | Покращення | Підвищений час | Забезпечення збалансованого програмного |

| | | | |
|---|------------------------------------------------------------|-----------------------------------------|---------------------------------------------------------------|
| | енергоефективності демпферів | автономної роботи | забезпечення мікропроцесорів |
| 2 | Покращення робочих показників (максимальна навантаженість) | Збільшена привабливість для користувача | Люди з надлишковою вагою зможуть використовувати даний протез |

4.5.2. Надалі розробляється трирівнева маркетингова модель товару: уточняється ідея продукту та/або послуги, його фізичні складові, особливості процесу його надання (табл. 4.19).

Таблиця 4.19. Опис трьох рівнів моделі товару

| Рівні товару | Сутність та складові | | |
|---------------------------------|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|------|----------------|
| I. Товар за задумом | - Покращення енергоефективності демпферів; - Покращення робочих показників (максимальна навантаженість) | | |
| II. Товар у реальному виконанні | Властивості/характеристики | М/Нм | Вр/Тх /Тл/Е/Ор |
| | 1. Кут розгинання | Нм | Тх |
| | 2. Температура | Нм | Тх |
| | 3. Тиск | Нм | Тх |
| | 4. Ефективний зазор | Нм | Тх |
| | 5. Зносостійкість | Нм | Тх |
| | 6. Швидкість реакції | Нм | Тх |
| | 7. Довговічність | М | Тл |
| | Якість: стандарт ГОСТ Р 51191-98 Вузли протезів нижніх кінцівок, технічні вимоги | | |
| | Пакування: герметичне пакування з застосуванням консервантів для попередження виникнення корозії | | |
| | Марка: ТМ «LORD», під даною товарної маркою випускається магнітна рідина. | | |
| III. Товар із підкріпленням | До продажу: Для стимулювання попиту діють спеціальні пропозиції, які дозволяють придбати товар зі знижкою або кілька одиниць товару разом за меншою вартістю тощо. Також інформацію про товар споживач може отримати з інформаційних проспектів, реклами на тематичних веб-сторінках тощо. | | |
| | Після продажу: діють пропозиції щодо надання гарантійного обслуговування, знижки на встановлення продукту на об'єктах | | |

| | |
|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----------|
| | споживача |
| За рахунок чого потенційний товар буде захищено від копіювання: захист ідеї товару (захист інтелектуальної власності) | |

**М/Нм – монотонні/немонотонні; Вр/Тх/Тл/Е/Ор – вартісні/ технічні/ технологічні/ ергономічні/ органолептичні;*

4.5.3. Наступним кроком є визначення цінових меж, якими необхідно керуватись при встановленні ціни на потенційний товар (остаточне визначення ціни відбувається під час фінансово-економічного аналізу проекту), яке передбачає аналіз ціни на товари-аналоги або товари субституту, а також аналіз рівня доходів цільової групи споживачів (табл. 4.20). Аналіз проводиться експертним методом.

Таблиця 4.20. Визначення меж встановлення ціни [43]

| Рівень цін на товари-замінники | Рівень цін на товари-аналоги | Рівень доходів цільової групи споживачів | Верхня та нижня межі встановлення ціни на товар/послугу |
|--------------------------------|------------------------------|------------------------------------------|---------------------------------------------------------|
| 1 тис. дол. | 3-4 тис. дол. | 100 млрд. дол. | 2-3 тис. дол. на ступінь |

4.5.4. Наступним кроком є визначення оптимальної системи збуту, в межах якого приймається рішення (табл. 4.21):

- проводити збут власними силами або залучати сторонніх посередників (власна або залучена система збуту);
- вибір та обґрунтування оптимальної глибини каналу збуту;
- вибір та обґрунтування виду посередників.

Таблиця 4.21. Формування системи збуту

| Специфіка закупівельної поведінки цільових клієнтів | Функції збуту, які має виконувати постачальник товару | Глибина каналу збуту | Оптимальна система збуту |
|------------------------------------------------------------------------------------------------------|-------------------------------------------------------------------------------------|-----------------------|---------------------------------------------------------------------------------------|
| Характерно для наукомістких галузей зі специфічним і (або) дорогим товаром, який може бути придбаний | Просування на ринок подібних продуктів в рамках даної системи збуту вимагає широкої | Канал нульового рівня | Канал складається з виробника, який продає свій товар безпосередньо споживачам (через |

| | | | |
|-----------------------------------------------------------------|----------|--|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| обмеженим числом споживачів, які потребують специфічних товарів | реклами. | | відділ збуту, збутові філії, мережу фірмових магазинів, поштову торгівлю тощо), Та безпосередньо в ортопедичні клініки |
|-----------------------------------------------------------------|----------|--|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|

4.5.5. Останньою складовою маркетингової програми є розроблення концепції маркетингових комунікацій, що спирається на попередньо обрану основу для позиціонування, визначену специфіку поведінки клієнтів (табл. 4.22).

Таблиця 4.22. Концепція маркетингових комунікацій

| Специфіка поведінки цільових клієнтів | Канали комунікацій, якими користуються цільові клієнти | Ключові позиції, обрані для позиціонування | Завдання рекламного повідомлення | Концепція рекламного звернення |
|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----------------------------------------------------------------------------------|---------------------------------------------------------------------------------------|-----------------------------------------------------------------------------------------------|-----------------------------------------------------------------------------------|
| наукомісткі галузі з специфічним і (або) дорогим товаром, який може бути придбаний обмеженим числом споживачів, які потребують специфічних товарів | Включає в себе продаж в режимі он-лайн, та представництво в ортопедичних клініках | Конкурентне позиціонування, яке базується на особливості технічних можливостей товару | Отримати можливість збільшити обсяг продажів шляхом підвищення пізнаваності компанії на ринку | Головними елементами структури реклами є тема реклами і девіз рекламної кампанії. |

4.6 Висновки

Було проведено аналіз можливості ринкової комерціалізації проекту. За результатами аналізу було виявлено, що технологічна реалізація проекту можлива. Визначено сильні та слабкі сторони продукту, конкурентні позиції на ринку протезування.

Даний ринок є привабливим для входження через високий попит на технологічний продукт. З огляду на потенційні групи клієнтів, невеликі бар'єри входу на ринок у порівнянні з товарами конкурентів, даний проект можна вважати перспективним для впровадження.

Зважаючи на низький стартовий рейтинг компанії, важливо провести рекламну кампанію.

Для ринкової реалізації було обрано альтернативу - більш глибоке проникнення на ринок, що дозволяє збільшити обсяги продаж.

Отже, має місце доцільність подальшої імплементації проекту.

РОЗДІЛ 4.

ОХОРОНА ПРАЦІ ТА БЕЗПЕКА У НАДЗВИЧАЙНИХ СИТУАЦІЯХ

4.1 Основні положення

Охорона праці - це система законодавчих актів, соціально-економічних, організаційних, технічних, гігієнічних і лікувально-профілактичних заходів та засобів, що забезпечують безпеку, збереження здоров'я і працездатності людини в процесі праці.

У даному розділі дипломного проекту «Охорона праці» буде розглянуто питання, які стосуються безпеки при роботі над дослідженнями магнітореологічного демпфера.

1. оцінка приміщення, де проходять дослідження;
2. аналіз мікрокліматичних умов;
3. освітлення приміщення;
5. система опалення приміщення;
6. розрахунок штучного освітлення;
7. електробезпека;
8. пожежна безпека;

Загальна характеристика комплексу

Таблиця 4.1 Загальна характеристика комплексу

| | | |
|-----------------------------------------------------------------------------------------------------|----------------------------------------------------------|-----|
| Небезпечні і шкідливі чинники, що наявні в конструкції виробу або виявляються при його експлуатації | Наявність шкідливих, небезпечних або токсичних речовин. | так |
| | Наявність шуму | ні |
| | Наявність небезпека при роботі установки | ні |
| | Наявність можливості ураження людини електричним струмом | так |

4.2.Оцінка приміщення

Приміщення, де проводяться дослідження магнітореологічного демпфера, має наступні параметри:

1. висота ;
2. довжина $l=9\text{м}$;
3. ширина $b= 6\text{м}$.

Таким чином, визначимо площу та об'єм приміщення:

$$S = b \cdot l \quad (4.1)$$

$$S = 6 \cdot 9 = 54$$

$$V = b \cdot l \cdot h ; \dots\dots\dots(4.2)$$

$$V = 54 \cdot 2,7 = 146 \text{ м}^3$$

У приміщенні для дослідження демпфера працює 1 працівник. Таким чином, маємо уся площа і об'єм приміщення припадають на одну людину:

Таким чином, порівнюємо фактичні дані щодо площі та об'єму, які припадають на одного робітника, з нормативними (див. табл.4.2).

Таблиця 4.2. Порівняння фактичних і нормативних даних щодо площі й об'єму приміщення на одного працівника.

| Параметри | Нормативні | Фактичні |
|---------------------|---------------|----------|
| Площа, м^2 | не менше 6 | 54 |
| Об'єм, м^3 | не менше 71,5 | 146 |

Таким чином, бачимо, що параметри приміщення, де проходять дослідження, а саме розміри цього приміщення, які припадають на одного працівника, в цілому відповідають нормативним параметрам площі й об'єму приміщення на одного працівника.

4.3.Аналіз мікрокліматичних умов

Розглянемо вплив параметрів мікроклімату приміщення, в якому проводиться ультразвукове кавітаційне очищення еластичних матеріалів.

Основним нормативним документом, який визначає параметри мікроклімату приміщень, є НПАОП 73.1-1.11-12. Правила охорони праці під час роботи в хімічних лабораторіях

У даному приміщенні маємо такі фактори мікроклімату: Мікроклімат даного виробничого приміщення забезпечується за допомогою проточної-витяжної вентиляції. Оптимальна температура повітря підтримується взимку за рахунок центрального опалення, а влітку - за допомогою кондиціонерів.

У цьому виробничому приміщенні відбувається робота, яка відноситься до категорії Іб, тобто легка робота.

Далі порівняємо фактичні параметри мікроклімату приміщення з нормативами, і ці дані зведемо в таблицю 4.3.

Таблиця 4.3.

Оптимальні норми температур, відносної вологості і швидкості руху повітря в робочій зоні приміщення.

| Фактори мікроклімату | Нормативні | | Фактичні | |
|---------------------------------|----------------------------------------------------|-----------------------------------------------------|----------------------------------------------------|-----------------------------------------------------|
| | Холодний період року ($t < +10^{\circ}\text{C}$) | Теплий період року ($t \geq +10^{\circ}\text{C}$) | Холодний період року ($t < +10^{\circ}\text{C}$) | Теплий період року ($t \geq +10^{\circ}\text{C}$) |
| Температура, $^{\circ}\text{C}$ | 21 - 23 | 22 - 24 | 22-24 | 23-25 |
| Вологість, % | 40 - 60 | 40 - 60 | 40 - 60 | 40 - 60 |
| Швидкість руху повітря, м/с | Не більше 0,2 | Не більше 0,3 | 0,15-0,2 | 0,3-0,35 |

Таким чином, ми бачимо, що фактичні параметри мікроклімату даного приміщення відповідають нормативним параметрам санітарних норми мікроклімату приміщень згідно НПАОП 73.1-1.11-12. Правила охорони праці під час роботи в хімічних лабораторіях.

4.4. Освітлення приміщення

У даному приміщенні природного освітлення недостатньо, тому також використовується штучне загальне освітлення, при якому лампи розміщуються у верхній зоні приміщення (не нижче 2,5 м над підлогою) з урахуванням розташування робочих місць (загальне локалізоване освітлення).

Відповідно до НПАОП 73.1-1.11-12. Правила охорони праці під час роботи в хімічних лабораторіях, маємо такі норми освітлення залежно від характеру роботи (див. табл.4.4).

Таблиця 4.4.

Норми штучного та природного освітлення виробничих приміщень.

| Характеристика зорової роботи | Найменший розмір об'єкта розпізнавання, мм | Контраст | Розряд роботи | Фон | Мінімальна освітленість, лк |
|-------------------------------|--------------------------------------------|----------|---------------|----------|-----------------------------|
| Висока точність | 0,3 ... 0,5 | середній | III | Середній | 300 |

При дослідженнях та роботі з магнітореологічним демфером зорові роботи високої точності. Таким чином, мінімальна освітленість даного виробничого приміщення становить 300 лк.

4.5. Система опалення виробничого приміщення

Система опалення є комплексом елементів, необхідних для нагрівання приміщення в холодний період часу. До основних елементів систем опалення належать джерело тепла, теплопроводи, нагрівальні прилади.

У даному приміщенні встановлена центральна система опалення, теплоносієм якої є нагріта вода.

Водяне опалення відповідає основним санітарно-гігієнічним нормам. Основні переваги цієї системи: рівномірне нагрівання приміщення; можливість централізованого регулювання температури теплоносія (води); відсутність запаху чаду, пилу при осіданні її на радіатори; підтримки відносної вологості повітря на відповідному рівні (повітря не пересихає); виключається опіки від нагрітих приладів; пожежна безпека.

4.7. Розрахунок штучного освітлення

При розрахунку штучного освітлення використовуємо метод світлового потоку.

Метод світлового потоку призначений для розрахунку загального рівномірного освітлення горизонтальних поверхонь. Цей метод враховує як прямий світловий потік, так і відбитий від стін і стелі.

Світловий потік лампи $\Phi_{\text{л}}$ визначають за формулою:

$$\Phi_{\text{л}} = \frac{E \cdot S \cdot k_3 \cdot Z}{N \cdot n \cdot \eta} \dots\dots\dots(4.4)$$

де E - нормована освітленість, яка для пристрою для ультразвукового кавітаційного очищення еластичних матеріалів (загальне спостереження за ходом виробничого процесу) за нормами штучного та природного освітлення приміщень (відповідно до НПАОП 73.1-1.11-12. Правила охорони праці під час роботи в хімічних лабораторіях.) знаходиться в межах 70 -30 лк; приймаємо $E=50$ лк;

S - площа освітлюваного приміщення; приймаємо $S=54\text{м}^2$;

k_3 - Коефіцієнт запасу, який враховує зниження освітленості в результаті забруднення і старіння ламп ($k_3 = 1,3 \dots 1,8$), Приймаємо $k_3 = 1,5$;

Z - коефіцієнт нерівномірності освітленості ($Z = 1,1 \dots 1,15$), приймаємо $Z = 1,15$;

N - кількість світильників; для даного приміщення, приймаємо $N = 2$;

n - кількість ламп у світильнику, приймаємо $n = 2$;

η - Коефіцієнт використання світлового потоку, приймаємо $\eta = 0,8$.

Таким чином, маємо:

$$\Phi_{\text{л}} = \frac{50 \cdot 54 \cdot 1,5 \cdot 1,15}{2 \cdot 2 \cdot 0,8} = 1455\text{лм}$$

З розрахунку обираємо 18 ламп Magnum PLF 20, $\Phi_{\text{л}}$ кожної дорівнює 80

4.8. Електробезпека

Класифікація приміщення з точки зору небезпеки ураження людини електричним струмом.

Умови, характерні для даного приміщення:

- За ступенем ураження електричним струмом дане приміщення відноситься до категорії сухих - з середньою відносною вологістю повітря не вище 60%.
- у повітрі можуть бути наявні частинки, що проводять струм.

Підсумовуючи, характеризуємо клас приміщення – “з особливою небезпекою”, згідно з ПУЕ.

Для установки використовується однофазного мережа змінного струму 220В.

Причинами ураження людей електричним струмом можуть бути:

- раптове торкання струмопровідних частин, що знаходяться під напругою;
- поява напруги на відключених струмопровідних частинах, на яких працює людина, внаслідок помилкового включення установки;

При роботі даного пристрою, який розташований у приміщенні, передбачено наступні заходи з електробезпеки:

- нормування опору ізоляції: маємо опір ізоляції не менш $0,5 \text{ МОм}$;
- наявність захисного заземлення, опір контуру якого повинно бути не більше $4,0 \text{ Ом}$, причому всі з'єднання в контурі заземлення повинні виконуватися тільки зварюванням;
- рубильники для відключення струму в разі непередбачених обставин повинні бути розташовані в доступному видному місці, підхід до них повинен бути вільний.

Задачею заземлення являється усунення небезпеки ураження людей струмом при замиканні на корпус. Принцип дії заземлення – перетворення замикання на корпус в однофазне коротке замикання, тобто замикання між фазним та нульовим проводами з метою створення високого струму, здатного забезпечити спрацювання захисту та тим самим автоматично відключити пошкоджену установку від мережі.

4.9. Пожежна безпека

Відповідно до ОНТП 24-86 дане приміщення за класифікацією по вибухонебезпечності і пожежній безпеці відноситься до категорії «Д», тобто в ньому знаходяться негорючі речовини і матеріали в холодному стані.

Для запобігання розповсюдження пожежі приміщення обладнане засобами пожежної зв'язку та сигналізацією за ГОСТ 12.1.004-84 Пожежна безпека та загальні вимоги, і телефоном загальноміської мережі для зв'язку з пожежною охороною.

Пожежна сигналізація в даному приміщенні електрична, основою якої є фотоелектрична сигналізація (фотореле). Фотоелектрична сигналізація спрацьовує в слідстві затемнення димом світлового променя, спрямованого на елемент.

У даному приміщенні передбачено також наявність таких засобів пожежогасіння, як:

- вогнегасник ОУ-5;
- пожежна простирadlo з брезенту і азбесту;
- ящик з порошкоподібною сухою сумішшю (суміш піску з флюсом).

Виробниче приміщення також додатково забезпечено протипожежними стінами, тобто перекриттями, які повинні спиратися на фундамент, встановлюватися на всю висоту

приміщення, перекривати всі конструкції. Вони повинні бути вище даху не менше ніж на 60см. У протипожежних перекриттях прокладають вентиляцію та димові канали так, щоб у місцях їх розміщення межа вогнестійкості протипожежної стіни з кожного боку каналу була не менше 2,5 ч.

У разі пожежі повинна бути забезпечена можливість евакуації людей, які перебувають у даному приміщенні, через евакуаційні виходи. Двері повинні відкриватися в бік виходу з об'єкту.

Складемо таблицю (табл.4.5) щодо нормативних значень параметрів евакуаційних виходів і фактичних значень параметрів евакуаційних виходів, які розташовані в даному виробничому приміщенні.

Таблиця 4.5.

Параметри евакуаційних виходів

| Характеристики | Нормативні значення | Фактичні значення |
|---------------------------------|---------------------|-------------------|
| Висота дверних проходів, м | не менш 2м | 2 м |
| Ширина дверних проходів, м | не менш 0,8 м | 0,8 м |
| Ширина проходу для евакуації, м | не менш 1м | 1 м |
| Ширина коридору, м | не менш 2м | 2м |
| Кількість виходів, шт | 2 | 2 |
| Висота поручнів сходів, м | не менш 0,9 м | 1 м |
| Ширина сходів, м | не менш 1м | 1,2 м |

Таким чином, як ми бачимо, фактичні значення основних параметрів евакуаційних виходів даного приміщення в цілому відповідають нормативним.

5.6 Оцінка пожежної обстановки під час аварії на вибухонебезпечному об'єкті

Причиною виникнення надзвичайної ситуації є газовий трубопровід, що проходить вздовж лабораторії на відстані 450м. Характеристика елементів лабораторії: будівля – цегляна, кабельні лінії - наземні, контрольно-вимірювальна апаратура-наявна, границя вогнетривкості несучих стін - 2.5 год.

Розрахуємо, в якій зоні знаходиться об'єкт:

Зона I:

$$R_I = 17,5\sqrt[3]{Q} ; R_I = 17,5\sqrt[3]{12000} = 400 \text{ м} \quad (5.7)$$

Зона II:

$$R_{II} = 1,7R_I \quad (5.8)$$

$$R_{II} = 1,7 \cdot 400 = 680 \text{ м} \quad (5.9)$$

Розрахуємо ступінь руйнувань:

$$\square P_{\phi 2} = 1300 \left(\frac{R_I}{R_{II}} \right)^3 + 50, \text{ кПа} \quad (5.10)$$

$$\square P_{\phi 2} = 1300 \left(\frac{400}{680} \right)^3 + 50 = 0.31, \text{ кПа} \quad (5.11)$$

Таким чином, ступінь руйнування будівлі – слабкий. Наслідки вибуду: часткове руйнування внутрішніх перегородок, покрівлі, дверних і віконних коробок, легких будівель і ін. Основні несучі конструкції зберігаються. Для повного відновлення потрібен капітальний ремонт.

Будівля має III-й ступінь вогнестійкості (будинки з несучими та огорожувальними конструкціями з природних або штучних кам'яних матеріалів, бетону або залізобетону. Для перекриттів допускається використання дерев'яних конструкцій, захищених штукатуркою або важкогорючими листовими, а також плитними матеріалами. До елементів покриттів не висовуються вимоги щодо межі вогнестійкості і меж поширення вогню, при цьому елементи покриття із деревини підлягають вогнезахисній обробці).

Категорія пожежної безпеки В (приміщення, в яких знаходяться (обертаються) горючі і важкогорючі рідини, тверді горючі і важкогорючі речовини і матеріали (в тому

числі пил та волокна), речовини і матеріали, здатні при взаємодії з водою, киснем повітря або один з одним тільки горіти).

Таким чином будівля придатна та безпечна для використання.

ЗАГАЛЬНІ ВИСНОВКИ

Виконано аналітичний огляд конструктивних рішень, який показав проблему яка полягає в залежності характеристик магнітореологічного демпфера від змінних умов експлуатації.

Експериментально встановлено, що при застосуванні магнітореологічного дроселя при зміні потужності в діапазоні $0 \div 18$ Вт витрата магнітореологічної рідини змінюється в діапазоні $0 \div 0,25$ ml/s. Підтверджено, що зміна витрати робочої рідини має майже лінійний характер, що дозволяє задовільно реалізовувати діапазон регулювання витрати рідини у дроселі.

Розглянута можливість використання магнітореологічної рідини як робочого середовища в гідравлічному демпфері. Запропоновано конструкцію демпфера, і виконаний розрахунок розмірів каналу магнітореологічного дроселя.

Розраховано котушку індуктивності, розроблено методику створення магнітної рідини.

Розроблено математичні моделі в середовищі MatLab та Solidworks значно зменшили час при проектуванні та доопрацюванні демпфера.

Результати роботи лягли в основу виготовленого дослідного зразка магнітореологічного демпфера.

Список використаних джерел

1. https://autotech.ua/p/3756-oilright-amortizatornaya_zhidkost_azh-12t_oylrayt.html
2. [https://ru.wikipedia.org/wiki/%D0%9E%D0%BA%D1%81%D0%B8%D0%B4_%D0%B6%D0%B5%D0%BB%D0%B5%D0%B7%D0%B0\(III\)](https://ru.wikipedia.org/wiki/%D0%9E%D0%BA%D1%81%D0%B8%D0%B4_%D0%B6%D0%B5%D0%BB%D0%B5%D0%B7%D0%B0(III))
3. J. E. Greedon. Magnetic oxides // Encyclopedia of Inorganic chemistry / R. Bruce King (Ed.). — New York: John Wiley & Sons, 1994.
4. Konovalov G.F., Konovalenko O.V. Sistemy avtomaticheskogo upravleniia s elektromagnitnymi poroshkovymi muftami [Automatic control systems with electromagnetic powder clutches]. Moscow, Mashinostroenie Publ., 1976. 156 p.
5. КНИГА. КАПАНДЖИ А. И. НИЖНЯЯ КОНЕЧНОСТЬ. ФУНКЦИОНАЛЬНАЯ АНАТОМИЯ СТ.260-300
6. Словарь НАНО технологических и связанных с нанотехнологиями терминов. — Режим доступа: <http://thesaurus.rusnano.com/wiki/article13576>
7. <http://ineum.ru/bionicheskie-robotizirovannye-ekzoprotezy>
8. <https://www.livescience.com/59581-ancient-prosthetic-toe-found-in-egyptian-grave.html>
9. <https://tpeprothesemembre.wordpress.com/category/non-classe/page/3/>
10. <https://medgadgets.ru/main/interesnye-podrobnosti-ob-istorii-protezirovaniya.html>
11. <https://rehabilitacionymedicinafisica.wordpress.com/category/protesica/>
12. <http://eightelv.appspot.com/shema-skeleta-nizhnih-konechnostyay.html>
13. <http://docs.cntd.ru/document/1200025861>
14. <https://engenegr.ru/gost-r-51191-98>
15. <https://moehydien.wordpress.com/2008/07/04/peredam-kejut/>
16. <http://posterspb.ru/articles/meditsina/view/291-sport-stanovitsya-vozmozhnym-s-pomotshyu-bionicheskikh-konechnostey>
17. <https://vmasshtabe.ru/promzona/medical-industry/iskusstvennyi-kolennyiy-sustav.html>
18. <http://xn--74-mlci7afhr7f.xn--plai/pnk/modulnye-protezy/?vis=1>
19. <https://www.ottobock.ru/>
20. http://metiz-ltd.ru/prosthetics/catalog/ossur/mm/mechanical/mechanical_357.html
21. http://metiz-ltd.ru/prosthetics/catalog/metiz/knees/knees2/knees2_668.html
22. Шульман З.П. Магнитореологический эффект / З.П. Шульман, В.И. Кордонский. — Под. ред. Академика АНБССР Р.И. Солоухина. — Мн.: Наука и техника, 1982. — 184 с.

23. Дербаремдикер А.Д. Гидравлические амортизаторы автомобиля. - М.: Машиностроение, 1986. –216 с.
24. Михайлов В.П., Степанов Г.В., Базиненков А.М. и др. Магнитореологические устройства активной виброизоляции и позиционирования для нанотехнологического оборудования // Вестник МГТУ им. Н.Э.Баумана, серия «Приборостроение», специальный выпуск «Наноинженерия», - 2010, - С.138-148.
25. Vibration control of a beam using linear magnetostrictive actuators / Seok-Jun Moon, Chae-Wook Lim, Byung-Hyun Kim, Young-Jim Park. – Smart Structures and Materials 2005: Damping and Isolation. – Proceedings of SPIE Vol. 5760 (SPIE, Bellingham, WA, 2005).
26. DS7015_MRF-132DGMRFluid [WWW document]. URL http://www.lord.com/sites/default/files/Documents/TechnicalDataSheet/DS7015_MRF-132DGMRFluid.pdf (2 травня 2011).
27. І.В. Ночніченко, До питання побудови демпфера протезу ноги на основі магнітореологічної рідини Д.В. Костюк, І.В. Ночніченко // Міжнародно науково-технічна конференція «Гідро- та пневмоприводи машин –сучасні досягнення та застосування» - м.Вінниця, 2016.- С. 58 – 60.
28. І.В. Ночніченко, Експериментальне дослідження магнітореологічного дроселя І.В. Ночніченко, О.С.Галецький // XV міжнародної науково-технічної конференції. Прогресивна техніка, технологія та інженерна освіта м. Київ, 2014.- С. 30 – 32.